

**SVEUČILIŠTE U MOSTARU
VISOKA ZDRAVSTVENA ŠKOLA
Inženjeri medicinske radiologije**

Skripta

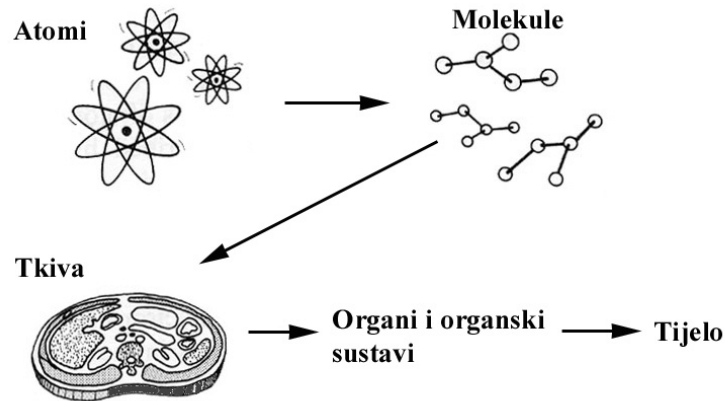
Radiologijska aparatura



**Prof dr Josip Mašković
Prof dr Stipan Janković**

Mostar 2003

GRAĐA ATOMA



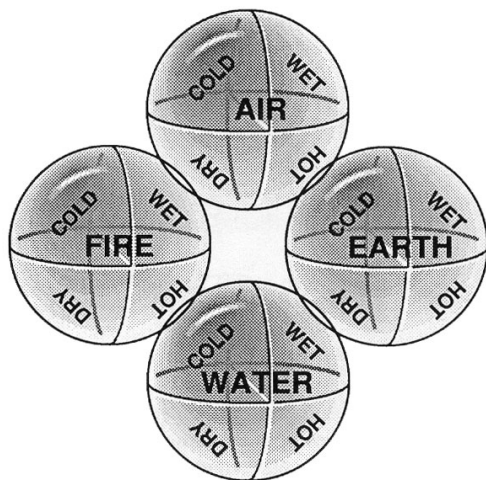
Slika 1.

Atom je najmanja čestica elemenata i osnovna je građevna jedinica molekula.

Molekule i njihove asocijacije tvore složene sisteme, biološke organizme i određuju njihove složene strukture i djelovanja tijela. Procese koje danas proučavamo u biološkim sistemima, objašnjavamo modelima koji se primarno oslanjaju na međuatomske i međumolekularne interakcije složenih struktura.

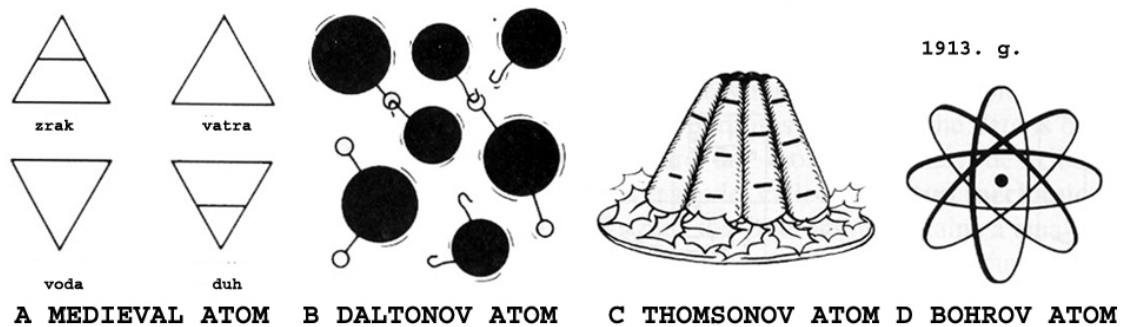
Iz tog razloga nužno je razgovor o strukturi i djelovanju tvari započeti s upoznavanjem građe atoma.

Pitanje je li tvar zrnate ili je kontinuirane naravi postavili su stari Grci i odgovorili potvrdno na obje alternative.



Slika 2. Simbolički prikaz tvari i biti materije u očima starih Grka

Demokrit (460. - 370. pr. Kr.) je tvrdio da usitnjujući tvar moramo doći do njezinog najmanjeg djelića, atoma, koji dalje nije djeljiv, koji je postojan i od kojeg međusobnim spajanjem mogu nastati različite tvari. Aristotel je (384. -322. pr. Kr.) zagovarao kontinuiranost prirode kao savršeniji oblik strukture. Obje teorije, bez eksperimentalnih dokaza, bile su jednakovrijedne i znanstvenici su izabrali kontinuiranost kao bolje rješenje.



Slika 3. Različiti modeli atoma kroz povijest

Početak devetnaestog stoljeća John Dalton (1776. - 1844.) i Robert Brown (1773. - 1858.) eksperimentima su dokazali da je Demokritov pogled na strukturu tvari bio točniji.

Potkraj devetnaestog stoljeća, godine 1897. Joseph J. Thomson (1856. - 1940.) dokazao je postojanje elektrona, te je prvi na temelju eksperimentalnih činjenica prikazao atom kao složenu strukturu. Thomsonov model prikazuje atom kao kuglicu promjera 10-10 m homogenog pozitivnog naboja na koju su negativni elektroni vezani elastičnim silama tako da mogu oscilirati frekvencijama u području vidljive svjetlosti. Taj model donekle objašnjava linijski spektar u vidljivom području elektromagnetskog zračenja ali ne objašnjava stabilnost atoma.

Thomsonov model postao je neodrživ nakon eksperimenata Ernesta Rutherforda (1871. -1937.) koji je proučavao ogib čestica na tankoj metalnoj ploči. Rezultati ispitivanja, osobito izmjereni otkloni prema natrag za više od 90°, naveli su ga da predloži da je pozitivan naboj atoma koncentriran u središtu atoma. Gotovo sva masa atoma također je sadržana u jezgri atoma. Prema rezultatima opažanja Rutherford je postavio planetarni model atoma. Jezgra je u središtu atoma, a elektroni se oko nje gibaju u polju sila, baš kako se planete gibaju oko sunca. Iz mjerenja je izračunao dimenzije jezgre (između 10-15 i 10-14m) i dimenzije atoma (10-10 m). Rutherford je također predvidio da jezgra nije homogena tvorevina, nego da mora sadržavati i neutralne čestice, što se poslije pokazalo točnim. Neutron je eksperimentalno dokazan tek godine 1932.

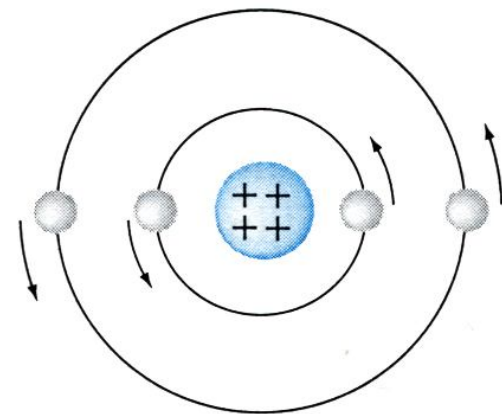
Neoboriva činjenica da su atomi stabilne tvorevine navela je Nielsa Bohra na misao da se struktura atoma ne može opisati klasičnom teorijom. On je modificirao Rutherfordov model kako bi mogao objasniti stabilnost strukture i fizikalni mehanizam linijskoga emisijskog spektra vodikova atoma.

Niels Bohr (1885. - 1962.) je godine 1911. povezo rezultate tadašnjih novih teorija. Svoje ideje izrazio je u obliku postulata:

1. Atom je u dinamičkoj ravnoteži, jer sistem jezgra - elektron zadovoljava zakone Newtonove mehanike.

2. Atom je stabilan jer elektroni mogu oko jezgre kružiti samo u određenim stazama i pritom ne emitiraju energiju. Te staze su stacionarna stanja elektrona u električnom polju jezgre, određena diskontinuiranim energijama E_1, E_2, \dots, E_n , i kutnom količinom gibanja $nh/2\pi$, gdje je h Planckova konstanta.
3. Pri prelasku iz jednog u drugo stacionarno stanje atom emitira ili apsorbira zračenje.

U Bohrovu modelu elektroni se, dakle, oko jezgre gibaju po dopuštenim kružnim stazama.

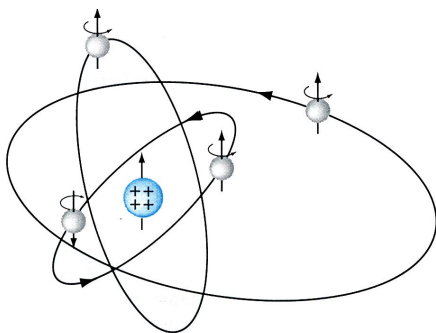


Slika 4. Rutherford-Bohrov model atoma. Tim modelom objašnjene su neke osobine atomskih spektara. Elektroni se oko jezgre gibaju po dobro definiranim *kružnim* stazama. Udaljenost elektronske putanje od jezgre određuje energiju elektrona u električnom polju jezgre. Cijeli broj, koji opisuje stazu i energiju elektrona glavni je kvantni broj. Energija ionizacije atoma za neki elektron jest to manja što je polumjer putanje elektrona veći.

Energija koju elektron ima u atomu je energija vezanja. To je ona energija koju treba dodati atomu pa da baš taj elektron napusti atom. Kažemo da je to energija ionizacije atoma za taj elektron.

Bohr je svojom teorijom dobro opisao spektralne linije vodikova atoma ali njime se ne može objasniti izgled spektara atoma s više elektrona. Za daljnja razmatranja iskorištena je spoznaja iz klasične mehanike, da čestice jednake energije ne moraju nužno imati i jednaku količinu gibanja.

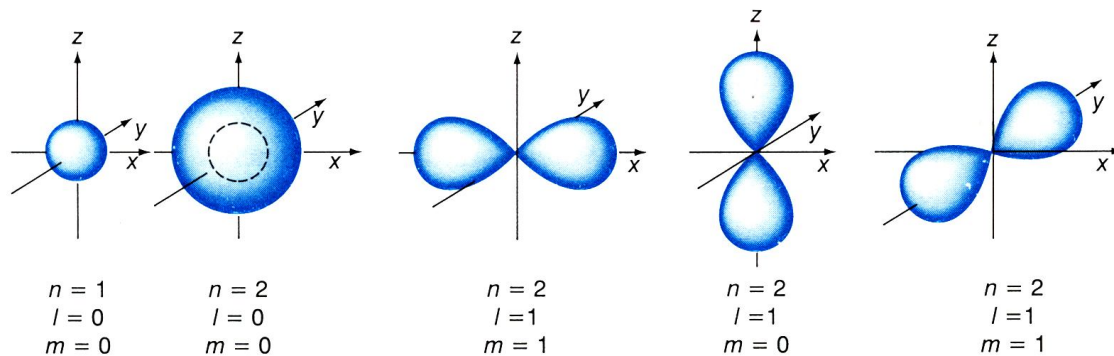
Arnold von Sommerfeld (1868. -1951.) proširio je izbor oblika staza za elektron i na eliptičke staze, a kutnu količinu gibanja kvantizirao je drugim brojem, orbitalnim kvantnim brojem l



Slika 5. Sommerfeldov model. Oblik staze i njezino usmjerenje u prostoru određeni su količinom gibanja elektrona. Taj je vektor opisan orbitalnim i magnetskim kvantnim brojem elektrona. Spin elektrona prikazan je kao vrtnja elektrona oko vlastite osi.

Kvantna mehanika stanje elektrona u atomu opisuje s četiri kvantna broja a najvažnije je:

n-glavni kvantni broj - određuje energiju elektrona u električnom polju jezgre. Ima vrijednost cijelih brojeva 1, 2, 3, ... On određuje energijske ljuske: K, L, M... K ljuska je najbliže, a P ljuska najdalje od jezgre. U istom smjeru raste energija vezanog elektrona, a smanjuje se energija ionizacije atoma. Broj je elektrona u jednoj ljusci $2n^2$.



Slika 6. Oblik nekih atomskih orbitala u vodikovu atomu. Uočite da su orbitale $l=0$ sferno simetrične, što znači da nemaju preferiranog smjera u prostoru. Orbitale $l=1$, a pogotovo $l=2$ su prostorno usmjerene, što znači da imaju točno određeno ponašanje u prostoru. To opažanje je veoma važno kada promatramo ponašanje atoma u gradnji molekula.

Wolfgang Pauli (1900. -1958.) izrekao je godine 1926. Princip isključenja, kojim je objašnjena raspodjela elektrona u višeelektronskim atomima. Pravilo glasi: dva elektrona u jednom atomu ne mogu imati sva četiri kvantna broja jednaka, dakle ne mogu biti opisana istom valnom funkcijom. Zato je broj elektrona u pojedinoj ljusci ograničen, te one sadržavaju različite brojeve elektrona.

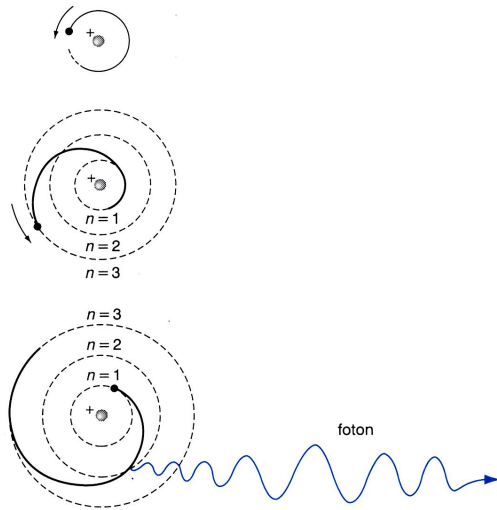
Atom emitira ili apsorbira energiju kad elektroni prelaze između različitih energijskih stanja. Podsjetimo se da su razlike energija dobro definirane i karakteristične za svaki atom pa su zato atomski spektri linijski i karakteristična su slika za atom.

Atom je neutralna tvorevina. U omotaču je upravo toliko elektrona koliki je pozitivni naboj jezgre.

Elektroni u atomu najprije popunjavaju orbitale najmanje energije, a to su one bliže jezgri. Ako su popunjena sva niža stanja kažemo, da je atom u **osnovnom ili stabilnom energijskom stanju**. O **pobuđenom ili ekscitiranom atomu** govorimo ako je energija atoma veća od osnovne. To znači da su u strukturi atoma neka niža energijska stanja prazna, a ima elektrona u ljusci veće energije. Pobuđeni je atom električki neutralna tvorevina, ali ima energiju veću od osnovne.

Atom se spontano vraća u osnovno stanje emisijom energije, a elektron popunjava slobodno mjesto u nižoj energijskoj ljusci. Proces pobuđivanja atoma jest apsorpcija, a proces relaksacije atoma jest emisija energije. Rezultat su apsorpcijski i emisijski spektri iz kojih se mogu pročitati energije svih mogućih prijelazaka elektrona u atomu.

Električki neutralan atom postaje ion ako elektron napusti elektronski omotač (pozitivni ion) ili ako omotač primi elektron (negativni ion).

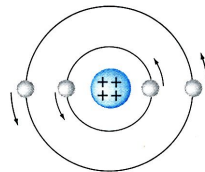


Slika 7. Emisija elektromagnetskoga zračenja.

Nakon što atom apsorbira foton, elektron će preskočiti na stazu veće energije. Atom ima energiju veću od osnovne energije, on je uzbuđen. Povratak na osnovnu energijsku razinu praćen je emisijom kvanta elektromagnetskoga zračenja.

Atom se sastoji iz:

1. jezgre
2. elektronskog omotača



Slika 8. Građa atoma

1. atomska jezgra:

- u središtu je atoma
- zauzima zanemarivo mali dio njegovog prostora
- sadrži gotovo cijelu masu atoma (više od 99.9 %)
- građene su od protona i neutrona (nukleoni)
- proton je nositelj jediničnog pozitivnog električnog naboja

2. elektronski omotač:

- u prostoru oko jezgre je elektronski omotač
- atom elementa s atomskim brojem Z ima Z elektrona
- elektron je nositelj jediničnog negativnog električnog naboja

Atom je električki neutralan što znači da je broj protona u jezgri jednak atomskom broju Z , tj. broju elektrona u elektronskom omotaču.

Maseni broj (A): $Z+N$ (gdje je N broj neutrona)

Element je u Mendeljejevljevu periodnom sustavu elemenata određen brojem protona u jezgri. To je redni broj- Z elementa. Jezgre nekog elementa s različitim brojem neutrona izotopi su tog elementa. Zbroj protona i neutrona u jezgri je maseni broj elementa - A . U prirodi se svaki element pojavljuje kao smjesa izotopa i za to maseni broj elemenata naveden u periodnom sustavu nije cijeli broj.

Struktura molekule

Bogatstvo raznovrsnih oblika i događaja u prirodi izgrađeno je od ograničenoga broja elemenata. Treba stoga zaključiti da za raznolikost oblika i događaja u prirodi, osim sadržaja građevnih jedinica mora biti važan i način njihova spajanja, dakle struktura sistema.

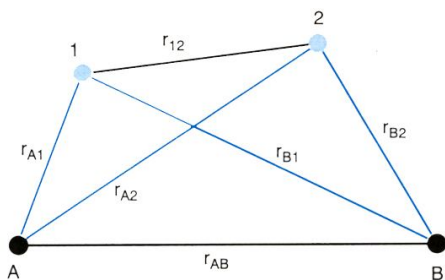
Osnovne građevne jedinice objekata u prirodi jesu molekule. One su manje ili više stabilne asocijacije atoma i određuju svojstva makroskopske tvari koju tvore.

Osobine makroskopskih tijela razlikuju se ovisno o tome jesu li u čvrstom, tekućem ili plinovitom agregatnom stanju, iako jednake građevne jedinice tvore tvar u svim trima agregatnim stanjima. Zato je za razumijevanje procesa na makroskopskom nivou nužno upoznati osnovne zakonitosti struktura molekula.

- Unutar molekule jedan atom djeluje na ostale atome u molekuli, a istodobno osjeća djelovanje svih tih atoma. Molekula će biti stabilna kad je prostorna raspodjela atoma određena minimalnom ukupnom energijom, govorimo o kemijskom vezanju atoma unutar molekule.
- Molekula može imati i povećanu energiju, pa govorimo o energijskim stanjima molekule. Energijska su stanja molekule kvantizirana. U tom je složenom sistemu izbor različitih energijskih prjelazaka veći nego li u atomu.
- Osnovna je kvantizacija stanja molekula prema energijama elektrona u molekuli. U tom razmatranju bitno razlikujemo elektrone koji sudjeluju u kemijskom vezanju od onih koji ne sudjeluju. U određivanju energije molekula posebno nas zanimaju oni elektroni koji sudjeluju u vezanju, jer se njihova energija u molekuli mijenja, dok energija elektrona koji ne sudjeluju u molekularnom vezanju uglavnom ostaje nepromijenjena.

Dva su osnovna tipa vezanja među atomima u molekuli:

1. kovalentno
2. ionsko vezanje



Slika 11: Prikaz molekule vodika. Kuglice A i B predložuju jezgre a 1 i 2 elektrone atoma vodika koji čine molekulu vodika. Svaka pojedina čestica je u interakciji sa svim ostalim česticama i te interakcije određuju energiju molekule

IZOTOPI istog kemijskog elementa su atomi s jednakim brojem protona Z , a s različitim brojem neutrona N . Imaju jednaka kemijska svojstva zato jer im se elektronski omotači praktički ne razlikuju (neutroni električki neutralne čestice pa ne utječu na gibanje elektrona)

Primjer: Postoje tri izotopa kisika. Svima im je atomski broj $Z=8$, a razlikuju se po broju neutrona, koji iznose $N=8$, $N=9$ i $N=10$. Dakle, njihovi su maseni brojevi $A=16$, $A=17$ i $A=18$, te ih obilježavamo: $O-16$, $O-17$ i $O-18$. U prirodi je 99.758 % izotopa $O-16$, 0.038 % izotopa $O-17$, a ostatak od 0.204 % je izotop $O-18$.

Osim kemijskih i mnoga druga svojstva izotopa istog elementa gotovo su ista (kao npr. čvrstoća, viskoznost, boja), zato jer i ona ovise o svojstvima elektronskog omotača.

Izotopi jednog elementa razlikuju se masom jezgre (dakle i masom atoma). Posljedično im je i makroskopska gustoća različita.

U prirodi se većina elemenata nalazi u smjesi svojih izotopa, gdje prevladava jedan od njih.

Jezgre nekih izotopa određenog elementa u vremenu su nepromjenjive, tj. stabilne, dok su jezgre njegovih drugih izotopa podložne burnim promjenama svoje strukture. Takve nestabilne izotope nazivamo **RADIOIZOTOPIMA**.

Prirodni radioizotopi su rijetki i za medicinske primjene, često imaju nepovoljna radijacijska svojstva (spori lančani raspadi). Zato se za primjene u medicini i drugim djelatnostima najčešće rabe umjetni radioizotopi, dobiveni u nuklearnim reaktorima i čestičnim akceleratorima.

Primjer: Tri su vodikova izotopa - vodik-1 ($H-1$), deuterij ($H-2$) i tricij ($H-3$). Deuterij i tricij imaju osim protona, po jedan, odnosno dva neutrona u atomskoj jezgri. U prirodnom vodiku ima 99.985 % vodika-1 i samo 0.015 % deuterija. Tricij nastaje umjetno, u nuklearnim procesima u znanstvenim laboratorijima, i vrlo malo u prirodnim nuklearnim procesima izazvanim kozmičkim zrakama. Međutim, tricij je nestabilan, te vremenom nestaje.

Danas je moguće proizvesti radioizotope svih elemenata. Ukupno je danas poznato preko 1000 radionuklida. Teži elementi imaju više radioizotopa nego lakši, jod ih npr. ima 15, dok ih vodik ima samo jednog (tricij).

Nestabilna jezgra spontano se mijenja, nastojeći u jednom ili više koraka doći u stabilno stanje. Takve promjene kada se jezgra mijenja bez vanjskog utjecaja zovu se **radioaktivni raspad**, a pri tome jezgra emitira radioaktivno zračenje u obliku čestica ili fotona

Elektromagnetska zračenja

Elektromagnetski valovi

Elektromagnetske valove kao pojavu objasnio je James Clark Maxwell (1831. - 1879 .).

Val je periodičko gibanje ili polje u prostoru koje prenosi energiju bez prijenosa mase.

Zvučni je val mehanički val, a izvor je tijelo koje titra u elastičnom sredstvu. Energija titranja izvora kroz sredstvo prenosi se titranjem čestica sredstva. Pritom širenje vala nije podudarno s gibanjem čestica medija u kojem se val širi. Čestice titraju oko položaja ravnoteže, a smjer rasprostiranja vala je smjer prijenosa energije s čestice na česticu.

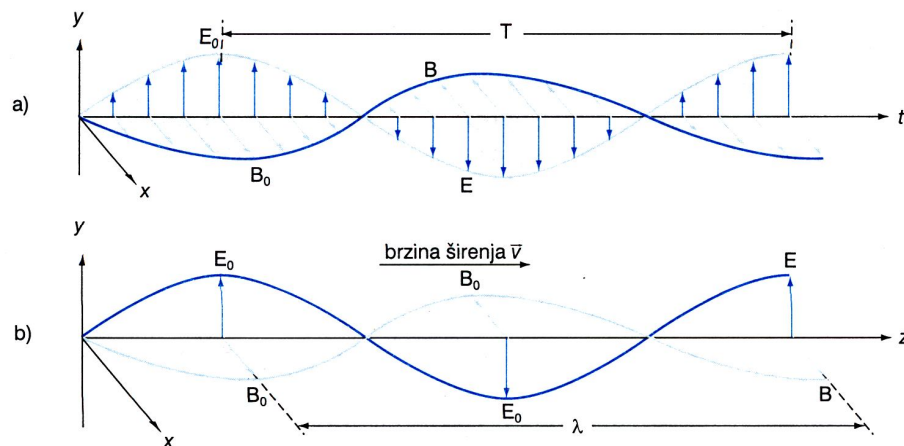
Svjetlost je elektromagnetski val. Kroz prostor se prenosi energija promjenljivoga električnog i promjenljivoga magnetskog polja. Električno i magnetsko polje postoje i u prostoru bez čestica i zato za prijenos elektromagnetskog vala nisu nužne čestice sredstva.

Izvori elektromagnetskih valova su različiti. Prirodni su izvori atomi, molekule i jezgre pri promjeni nekog od energijskih stanja.

Umjetni su izvori oni koje je čovjek izradio, kao npr.: električni strujni krugovi, svjetiljke, radio i televizijske antene, mobilni telefoni ili rentgenska cijev!

Narav elektromagnetskog vala

Elektromagnetski je val prijenos energije elektromagnetskog polja kroz prostor. Očituje se kao sinusna promjena jakosti električnog i magnetskog polja u vremenu i u prostoru.



Slika 12. Elektromagnetski val. a) Prikaz kako se jakost električnog i magnetskog polja mijenja u vremenu u bilo kojoj točki prostora kroz koji se širi elektromagnetski val. Električno i magnetsko polje titraju u fazi i vektori polja međusobno su okomiti. Period titranja, T , vremenski je interval između dvaju susjednih maksimuma. b) Prikaz raspodjele jakosti električnog i magnetskog polja u prostoru kroz koji se širi elektromagnetski val u jednom trenutku. Prostorni je period udaljenost između dviju susjednih točaka koje titraju u fazi. To je valna duljina, λ .

Nastanak elektromagnetskog vala prikazujemo kao posljedicu titranja električnog dipola. Titrajući u prostoru oko sebe električni dipol uzrokuje promjenljivo električno polje. Elektromagnetskom indukcijom to oscilirajuće električno polje stvara oscilirajuće magnetsko polje. Pritom je vektor **magnetskog polja** okomit na vektor **električnog polja** i oba polja titraju u fazi. Oscilirajuće magnetsko polje uzrokuje

oscilirajuće električno polje i tako se energija električnog i magnetskog polja prenosi kroz prostor u smjeru okomito i na vektor električnog i na vektor magnetskog polja. Kažemo da je elektromagnetski val **transverzalni val**.

Znanstvenici su pojave vezane uz elektromagnetsko zračenje, ponajprije svjetlosne pojave objašnjavali ili valnom ili čestičnom naravi elektromagnetskog zračenja.

J. R. Bošković (1711. - 1787.) i I. Newton (1642. -1727.) su bili pristalice čestica svjetlosti. A. Einstein (1879. - 1955.) je pomirio ta dva pogleda i postulirao da se elektromagnetsko zračenje ponaša i kao val i kao čestica u cijelom rasponu frekvencija.

O pojavama koje promatramo ovisi je li više izraženo valno ili čestično svojstvo elektromagnetskog zračenja. U interakciji s atomima i molekulama elektromagnetsko zračenje ponaša se kao čestica, a rasprostire se kao val. Primjerice slika predmeta nastaje u našem oku interferencijom svjetlosnih valova koji su emitirani s tog predmeta. Tu sliku možemo vidjeti jer je svjetlost roj fotona koji nose energiju dovoljnu da pobudi receptore u žutoj pjegi oka.

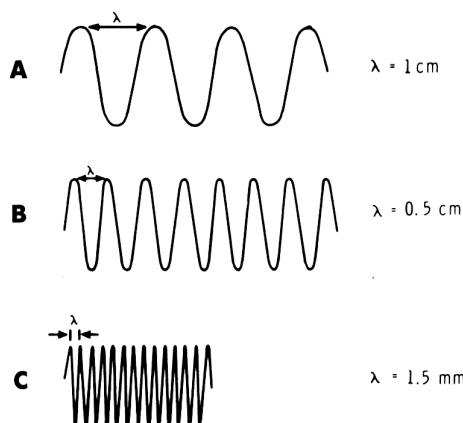
Einstein je svjetlost zamislio kao skupinu Planckovih kvantata energije i nazvao ih fotonima. Prema postulatu Maxa Plancka (1858. -1947.) iz godine 1900. Energija fotona elektromagnetskog polja jest:

$$E = h \nu \quad \text{ili} \quad E = h \frac{c}{\lambda}$$

gdje su ν frekvencija, a h prirodna konstanta, Planckova konstanta, $h = 6,625 \times 10^{-34}$ Js, presudna u događanjima u svijetu atoma i molekula. Planckova konstanta ima smisao najmanje energije koja se u mikrosvijetu može prenijeti iz jednog u drugi sistem u interakciji.

Svojstva elektromagnetskih zračenja određena su:

1. valnom duljinom
2. frekvencijom



Slika 13. Svojstva elektromagnetskih zračenja:

Odnos dužine vala i frekvencije je obrnuto proporcionalan: što je kraća dužina vala to je veća frekvencija

Tablica I.
Spektar elektromagnetskih valova u prirodi

| FREKVENCIJA | 10^{-1} - 10^4 | 10^5 - 10^{11} | 10^{12} - 10^{13} | 10^{14} - 10^{15} | 10^{15} - 10^{16} | 10^{17} - 10^{18} | 10^{19} - 10^{22} |
|---------------------------------|--------------------|--------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|------------------------|-------------------------|
| ELEKTRO- MAGNETSKI VALOVI | električni | radio i TV | infracrveni | vidljiva svjetlost | ultra- ljubičasti | rentgenski | gama i kozmički |
| VALNE DULJINE | 10^{11} - 10^6 | 10^6 - 10^{-1} | 10^{-1} - 10^{-4} | 10^{-4} - 10^{-5} | 10^{-5} - 10^{-6} | 10^{-6} - 10^{-10} | 10^{-10} - 10^{-12} |

U praksi značajna **elektromagnetska zračenja** (kvantna zračenja, fotoni) su:

1. rentgenske ili X zrake (ekstranuklearno zračenje, nastaju na anodi rentgenske cijevi kočenjem brzih elektrona koji dolaze s katode)
2. gama zrake (nastaju u jezgrama raspadajućih atoma, pri radioaktivnom raspadu)

Rentgenske i gama zrake imaju različito porijeklo, ali istu brzinu -brzinu svjetlosti. Njihova energija, jer nemaju mase, određena je isključivo frekvencijom po formuli: $E_{\gamma} = h \times \nu$ (h = Plankova konstanta, iznosi 6.625×10^{-34} J x sec.; ν = brzina svjetlosti).

Gama zračenje

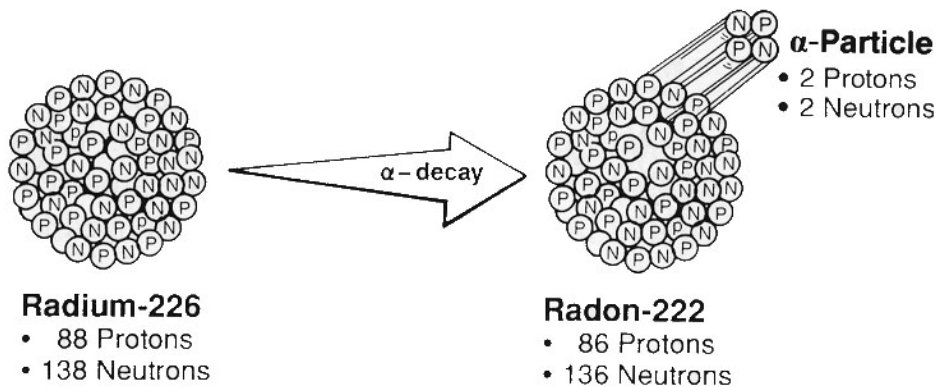
Elektromagnetski valovi koji nastaju raspadom jezgri radioaktivnih elemenata i nakon izbacivanja alfa i beta čestica (jer tada se jezgra ne nađe u svom osnovnom najnižem energijskom stanju, već u jednom od mogućih, viših energijskih stanja. Tu je, međutim, samo kratkotrajno, jer se jezgra vrlo brzo spušta u osnovno stanje, dok se razlika energija oslobađa u obliku **fotona**. Takav foton ima energiju koja je i do milijun puta veća od fotona vidljive svjetlosti i naziva se **gama-foton** ili **gama-zraka**. Proces se zove **gama-raspad**. Gama-raspad nije raspad u užem smislu riječi, jer se atomski broj jezgre ne mijenja.

Slične su po svojstvima rentgenskim zrakama, samo nastaju u jezgri. Imaju veliku prodornost (nema potpune zaštite od ovog zračenja). na putu prodiranja kroz materiju ne izazivaju izravnu ionizaciju, već neizravnu- izbacivanjem elektrona iz atoma elemenata na putanji.

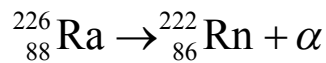
U praksi značajna **čestična zračenja** su:

1. **Alfa čestice** (zrake!): sastoje se od 2 protona i 2 neutrona, imaju veliku masu u usporedbi s elektronima, električki su pozitivno nabijene čestice

To je visoko-energetski projektil koji je u stvari jezgra helija, sastavljena od 2 protona i 2 neutrona. Taj se spontani proces naziva alfa-raspad, a izbačena jezgra helija je alfa-čestica (α -čestica) ili alfa-zračenje. Pri tome se početna jezgra (jezgra-roditelj) pretvara u drugu jezgru (jezgru-kćer), koja ima 2 protona i 2 neutrona manje



Slika 14. Primjer: alfa-raspada je raspad jezgre radija-226 u jezgru radona-222



Alfa-emitere (radioizotope koji se raspadaju alfa-raspdom) u medicini rijetko uporabljavamo, uglavnom u onkologiji, kao radioaktivne materijale (npr. radioaktivne igle kod terapije karcinoma jezika) koji razaraju tumorsko tkivo - brahiterapija. U medicinskoj dijagnostici se ne primjenjuju.

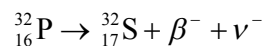
Druga svojstva Alfa čestičnih zračenja

1. Zbog svoje velike mase i električnog naboja proizvode jaku ionizaciju, te svoju energiju veoma brzo predaju u apsorbiranom tkivu. Zato prodiru svega nekoliko cm, a na svakom mikronu prijeđenog puta proizvode oko 3000 ionskih parova. One se mogu apsorbirati već pomoću tankog sloja papira, a u tkivu prodiru do 0,05 mm.
2. 7000 X teže od elektrona
3. Brzina : 14000 – 20000 km/s
4. Veliki broj ionskih parova u zraku (100.000- 200.000)
5. Domet u zraku oko 7 cm
6. u tkivo prodiru do dubine od 0,1 mm

Beta čestice (zrake!): brzi elektroni, imaju malu – zanemarljivu masu, električki su negativno nabijene čestice.

Negativna beta čestica (β^-) je vrlo brzi elektron kojeg odašilje jezgra nakon beta-minus raspada. Valja ju razlikovati od orbitalnog elektrona. Radioizotopi koji imaju višak neutrona obično se raspadaju na taj način, pri čemu se jedan neutron iz jezgre pretvara u proton koji ostaje u jezgri i elektron, koji napušta jezgru kao β^- čestica.

Primjer: Nakon beta-minus raspada jezgra zadržava maseni broj, ali joj se atomski broj povećava za 1, tj. ona postaje jezgra drugog kemijskog elementa. Tako se npr. raspada jezgra fosfora-32 u jezgru sumpora-32:



Osim elektrona jezgra emitira i tzv. antineutrino (ν^-), koji odnosi dio energije raspada. Inače je antineutrino (kao i njegova antičestica neutrino) bez naboja i praktično bez mase, te nema učinka na materiju.

Beta-minus emiteri najčešći su radioizotopi u medicinskim primjenama. Koristimo ih, zajedno s alfa-emiterima, u brahiterapiji, a fosfor-32, koji se u krvi vezuje za eritrocite, u terapiji policitemije rubre vere. Još je šira njihova primjena u istraživanju i medicinskoj dijagnostici, gdje se koriste kao obilježivači u in-vitro mjerenjima (vodik-3, ugljik-14), te kao sekundarni izvori gama-zraka.

Druga svojstva beta čestičnih zračenja

1. To su zapravo brzi elektroni, čija se brzina kreće kod najsporijih oko 1/3 brzine svjetlosti, a najbržih preko 2/3 brzine svjetlosti.
2. Zbog neznatne mase i slabijeg naboja imaju znatno manju moć ionizacije nego alfa-zrake, te po jednom mikronu putanje proizvedu desetak ionskih parova
3. Zraku prodiru do nekoliko metara u duljinu, a u živom tkivu do 5 mm
4. Prolaskom kroz plin stvaraju 20- 400 ionizacija

Neutronske zrake –čestice (sastoje se od tri neutrona, električki su neutralne čestice)

Kinetička energija čestičnih zračenja određena je formulom: **$E_{kin} = m/2 \times V^2$** (erg); (**m**= masa u gm, **V**= brzina u cm/s, 1 erg= 1gm x (cm²/s²). Iz praktičnih razloga, kinetička energija, kako čestičnih, tako i kvantnih zračenja izražava se jedinicom **elektronvolt – “eV”**. To je ona količina energije koja odgovara energiji elektrona ubrzanim naponom od 1V. 1 eV = 1,602 x 10⁻¹⁹ Ws (ili J); Elementarni naboj elektrona je 1,602 x 10⁻¹⁹ As

Alfa čestice, Beta čestice i Gama zrake imaju zajedničko porijeklo- nastaju u jezgrama atoma, te se nazivaju skupnim imenom **nuklearna radijacija** ili zračenje.

RADIOAKTIVNA ZRAČENJA

Tu spadaju samo one vrste zračenja koje nastaju pri radioaktivnom raspadanju prirodnih ili umjetnih radioaktivnih tvari. **Radioaktivnost** je sposobnost emisije zračenja

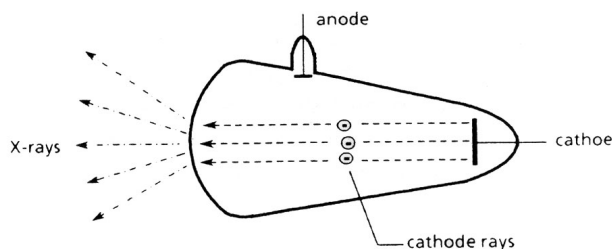
Vrste zračenja, nastajanje rentgenskih zraka i njihova svojstva

Povijesni prikaz značajnih događaja u radijacijskim znanostima

U drugoj polovini 19. stoljeća vrše se mnogi eksperimenti sa staklenim cijevima s razrijeđenim zrakom kroz koje se pušta električna struja i promatraju različiti svjetlosni fenomeni.

Tako je **Plucker 1859.** godine ispitivao neke zrake koje je **Goldstein** nazvao “katodnim zrakama”, a **Crookes** je dao tumačenje te pojave i opisao da se tu radi o “roju čestica materije”.

Wilhelm Conrad Roentgen je eksperimentirao s katodnim cijevima, koje su se tada nazivale i Geisslerove i Crookesove cijevi. On je primjetio da kristali barijevog platin-cijanida svjetlucaju (fluoresciraju) u blizini katodne cijevi kad je kroz nju puštao električnu struju. Isti fenomen se ponavljao i onda kad je cijev stavio u neprozirni crni papir. Eksperimentirajući dalje, utvrdio je zacrnjenje fotografske ploče u blizini katodne cijevi kad je bila u “pogonu”, iako je fotografska ploča bila zaštićena od djelovanja svjetla. Zaključio je da se radi o nekim novim, nevidljivim zrakama koje prolaze kroz materiju, do tada posve nepoznatim zrakama, pa ih je tako i nazvao- nepoznate, **X zrake**. To otkriće se zbilo u njegovu laboratoriju za eksperimentalnu fiziku u Wirzburgu 8. 11. 1895. godine



Slika 15. Shematski prikaz Roentgenove cijevi

Nastavio je s eksperimentima, te je **22. 12. 1895.** godine tim novim zrakama snimio ruku svoje žene Berte. Snimanje (ekspozicija) je trajalo punih petnaest minuta, a nakon fotografske obrade jasno su se prikazale kosti šake i dva prstena koja je ona nosila. Taj događaj i datum smatraju se rođendanom **radiologije** kao medicinske specijalnosti.



Slika 16 Radiogram ruke Bertha Roentgen, napravljen 22. 12, 1895.

Nakon 7 tjedana teškog rada on je napisao kratki članak s naslovom “O novoj vrsti zraka. Prvo priopćenje” i dostavio ga tajništvu Fizikalno-medicinskog društva u Wurzburgu krajem prosinca 1895. godine, ali kako su bili Božićni praznici, predavanje je uspio održati tek 23. 1. 1896. godine. Londonske novine su objavile to otkriće 7. 1. 1896., Njujorške 8. 1., a lokalne novine u Wurzburgu 9. 1. 1896. godine. Za svoje epohalno otkriće Roentgen je 1901. godine dobio Nobelovu nagradu za fiziku

- ⇒ **1896.** prva aplikacija RTG zraka u radioterapiji tumora
- ⇒ **Becquerel** je **1896.** godine u Pariškoj akademiji nauka prezentirao otkriće **prirodne radioaktivnosti** uranovih soli
- ⇒ **Rutherford** je **1897.** godine otkrio **Alfa** i **Beta-zrake**. **Thomson** iste godine otkriva **elektrone**. Po prvi puta primjenjuju se X zrake u liječenju raka
- ⇒ **Marie i Pierre Curie** **1898.** objavljuju otkriće “**poloniuma**” i “**radiuma**”



Slika 17. Marie i Irena Curie

Obje su umrle od leukemije uzrokovane izlaganju radijaciji za vrijeme eksperimentiranja s radioaktivnim materijalima

- ⇒ **1913.** objavljen je **Bohrov** model atoma: u sredini je jezgra oko koje se okreću elektroni u zadanim orbitalama. **Coolidge** iste godine konstruira rentgensku cijev s užarenom katodom i anodom od volframa
- ⇒ **1917.** široko prihvaćeni RTG filmovi od nitrat celuloze
- ⇒ **1919.** **Rutherford** otkriva umjetnu radioaktivnost, otkriva protone
- ⇒ **1920.** prve demonstracije primjene **vodotopivih jodnih kontrastnih sredstava**
- ⇒ **1921.** **Potter-Bucky** rešetka uvedena u uporabu
- ⇒ **1922. godine: Comptonov rasap rentgenskih zraka**
- ⇒ **1925.** održan prvi **International Congress of Radiology u Londonu**
- ⇒ **1931.** **Rentgen** prihvaćen kao jedinica za dozu ekspozicije zračenja
- ⇒ **1929.** **rotirajuća anoda** uvedena u upotrebu
- ⇒ **1930.** prvi put primjenjena **klasična TOMOGRAFIJA**
- ⇒ **1942.** prvi uređaj za **automatsko razvijanje filmova (Pako)**

- ⇒ **1948. Coltman je razvio prvo elektronsko pojačalo** koje u rutinsku primjenu dolazi tek 1956. god.
- ⇒ **1953. god.** uvedena je **doza apsorpcije**
- ⇒ **1966. dijagnostički ultrazvuk** u rutinskoj primjeni
- ⇒ **1972. folije rijetkih zemalja**
- ⇒ **1972. god.** uvedena je prva **komercijalna kompjutorizirana tomografija** (tvrtka EMI u Londonu)
- ⇒ **1980.** započela je s radom prva komercijalna **Magnetska rezonancija**

Zračenje - Radijacija

Pojava nastanka i prijenosa energije kroz prostor i materiju. Energija zračenja može se kretati kroz prostor i materiju u dva oblika: kao elektromagnetsko zračenje (kvantni titraji, valovi, fotoni) ili kao čestično (korpuskularno) zračenje u obliku sitnih čestica materije

Ionizirajuća zračenja(zračenja u užem smislu)

Tu spadaju samo ona zračenja (ili vrste radijacije) koja imaju dovoljnu energiju za razbijanje neutralnih atoma i molekula u električki nabijene čestice- ione

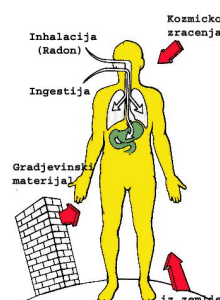
Izvori zračenja kojima je izložen čovjek

Čovjek je od svog postanka izložen djelovanju ionizirajućih zračenja iz različitih **prirodnih izvora**. Količine zračenja iz prirodnih izvora ovise o: mjestu življenja (sastavu tla, vode, zraka), nadmorskoj visini, zemljopisnom položaju itd. U prirodne izvore zračenja spadaju:

1. prirodne radioaktivne tvari koje se nalaze u: zemlji (građevinskom materijalu, stijenama), u zraku (radon), u vodi i u samom tijelu čovjeka
2. zračenje koje neprestano dolazi iz svemira (svemirsko zračenje; dolazi sa Sunca i udaljenih zvijezda)

Umjetni izvori zračenja

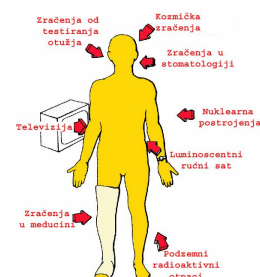
Umjetni izvori zračenja svi oni izvori koje je u bilo koje svrhe proizveo čovjek. Dijele se na medicinske i nemedicinske. Medicinski izvori zračenja su: dijagnostički i terapijski rentgenski uređaji, te radionuklidi u nuklearnoj medicini (dijagnostička i terapijska primjena). Nemedicinski izvori su: nuklearne elektrane, akceleratori, talog pokusnih nuklearnih eksplozija, katodne cijevi (u gospodarstvu, istraživačkim laboratorijim i kućanstvu).



Slika 18. Izloženost čovjeka različitim vrstama zračenja

- A Prirodni izvori zračenja
B Umjetni izvori zračenja

A



B

Zakočeno ili kočno zračenje (bijela radijacija) – kontinuirani spektar X-zraka

Elektroni velike kinetičke energije pri sudaru s materijalom anode ulaze u električno polje atoma anode: jako pozitivno električno polje jezgre i negativno polje elektrona u elektronskom omotaču.

Jako pozitivno električno polje jezgre djeluje na upadni negativni elektron te dolazi do njegova skretanja s putanje uz smanjenje njegove kinetičke energije. Ta razlika kinetičkih energija upadnih elektrona (prije i nakon skretanja s putanje) emitira se kao *X-kvant* odnosno rentgenska zraka. Energija emitiranog X-fotona je to veća što je elektron prošao bliže jezgri i što je njegova početna energija bila veća. Kinetička energija upadnog elektrona jednaka je: $E = e \times U$, gdje je U napon ubrzanja, odnosno napon između anode i katode (anodni napon!)

Kontinuirani spektar X-zračenja

Upadni elektroni postupno gube energiju, jer pri prolasku kroz anodu prolaze kroz električna polja jezgara na različitim udaljenostima. Pri svakom skretanju gube dio energije, zbog čega kvanti emitiranog X-zračenja mogu imati bilo koju energiju do maksimalne energije. Tako nastaje *kontinuirani spektar*. U tom spektru kočnoga rentgenskoga zračenja nejednoliko su zastupljene pojedine energije X-kvanta. Maksimalni intenzitet kočnog zračenja je za X-kvante koji imaju energiju oko 80% kinetičke energije elektrona

Karakteristično X-zračenje

Uz nastanak rentgenskog zračenja na anodi uvijek nastaje i *karakteristično X-zračenje*. Ono nastaje kao rezultat interakcije brzog upadnog elektrona i elektrona iz orbitala bliže jezgri atoma, obično iz K ljuske (jer su oni najmanje energije u atomu). Pri tom atom relaksira emisijom karakterističnog fotona (X-zračenja) pri prjelasku jednog od elektrona sa stanje veće energijske razine na ispražnjeno mjesto elektrona u orbitali manje energijske razine.

Tako nastalo X- zračenje čini karakterističan ili linijski emisijski spektar atoma mete. Ovaj proces je malo zastupljen pa je zbog toga i intenzitet karakterističnog zračenja samo mali dio intenziteta izlaznog snopa rentgenskih zraka kroz prozor rentgenske cijevi.

SVOJSTVA RENTGENSKIH ZRAKA

Određena su:

1. valnom duljinom
2. frekvencijom

Po njima se rentgenske zrake razlikuju od ostalih vrsta zračenja

Najznačajnija svojstva su:

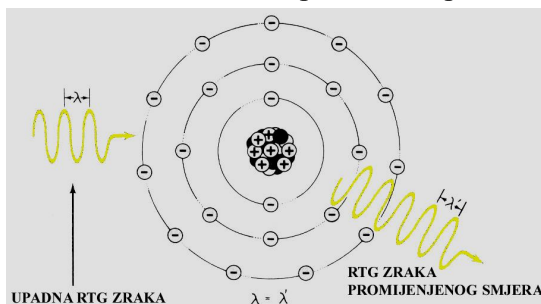
1. Rasap (vrste rasapa); interakcija zračenja i materije
 -
2. Apsorpcija
 - prava apsorpcija - dominantan proces u dijagnostičkoj radiologiji
 - proces stvaranja parova koji nastaje onda kada je energija upadnog fotona jednaka ili veća od 1,02 MeV. Proces se događa interakcijom

upadnog fotona u Coulombovom polju jezgre. Pri tom foton nestaje, a stvaraju se elektron i pozitron.

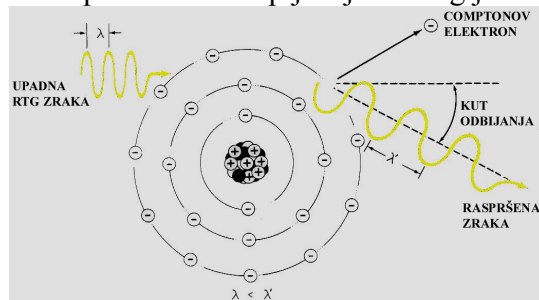
3. Prodrnost
4. Fotografski učinak
5. Fluorescentni učinak (luminiscencija, fluoroscencija, fosforescencija)
6. Ionizacija (rendgenske zrake, gama zrake, kozmička zračenja i čest. zrač.)
7. Biološki učinak

1. Rasap

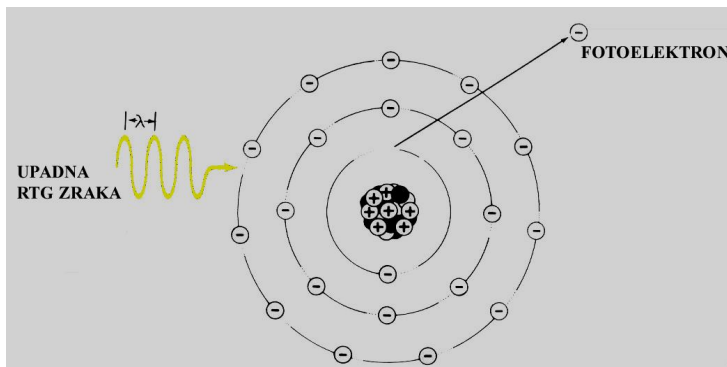
- klasični rasap
- Comptonov rasap - dominantan pretežno u terapijskoj radiologiji



Slika 19. Klasični rasap: upadna RTG zraka nije izgubila svoju energiju već samo promijenila smjer - dužina vala upadne i odbijene zrake je ista.



Slika 20. Comptonov rasap: u interakciji s materijom dolazi do izbivanja jednog elektrona i promjene valne dužine upadne RTG zrake.

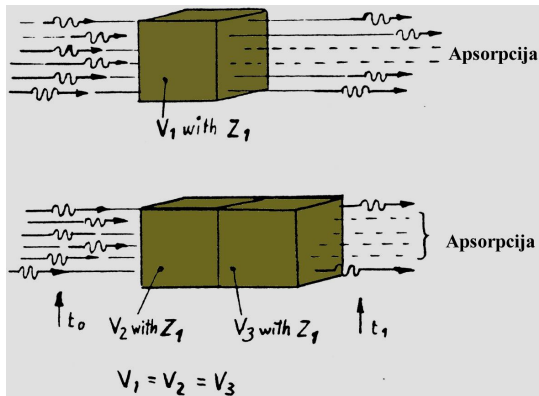


Slika 21. Prava apsorpcija (fotoapsorpcija): cjelokupna energija upadne RTG zrake se gubi na izbivanje i kinetičku energiju fotoelektrona.

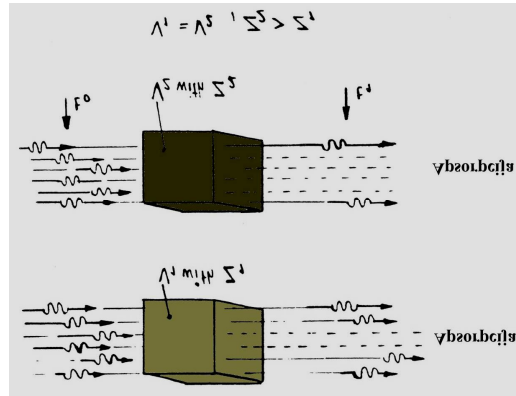
2. Apsorpcija - rentgenske zrake manjih energija, većih valnih duljina i manje frekvencije većinom se u potpunosti apsorbiraju, dok se zrake većih energija, tj. kraćih valnih duljina i veće frekvencije manjim dijelom apsorbiraju, a većim dijelom prolaze kroz materiju ili dožive rasap po Comptonovom principu.

Količina apsorpcije rentgenskih zraka određena je:

1. **duljinom vala** rentgenskih zraka
2. **gustoćom tvari** kroz koju prolaze
3. **atomnom težinom** tvari kroz koju prolaze



Slika 22. utjecaj atomskog broja materije na apsorpciju rentgenskih zraka



Slika 23. utjecaj atomskog broja materije na apsorpciju rentgenskih zraka

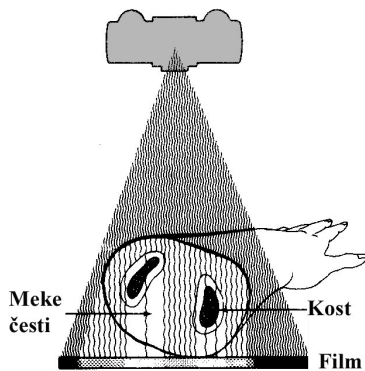
3. Prodornost

Rentgenske zrake prodiru kroz prostor i materiju, a dubina prodiranja ovisi o:

- **duljini vala i frekvenciji** rentgenskih zraka
- **debljini, gustoći i specifičnoj težini** tvari kroz koju prolaze

Prodornost rentgenskih (i gama zraka) je praktički neograničena i nikad se ne mogu potpuno apsorbirati (osobito gama zrake).

Primjer: prodiranje kroz koštano tkivo i meke česti tijela.



Slika 24. Rentgenska snimka podlaktice: zbog različitog sadržaja elemenata s većim rednim brojem različita je apsorpcija RTG zraka u kostima i mekim čestima.

4. Fotografski učinak

Slično vidljivoj svjetlosti, rentenske zrake djeluju na fotografske materijale i izazivaju “zacrnenje” u fotosloju fotografskih i rentgenskih fotomaterijala. To se događa složenim fizikalno-kemijskim reakcijama pri kojima se pod utjecajem rentgenskih zraka razlažu soli srebrnih halogenida u elementarno srebro (crne nakupine elementarnog srebra u fotoemulziji). Jačina zacrnjenja fotomaterijala ovisi o energiji rentgenskih zraka koje su prošle kroz tijelo čovjeka (koje nisu apsorbirane, u kostima npr.) i nakon toga djelovale na rentgenski fotomaterijal. Na ovoj pojavi, odnosno svojstvu rentgenskih zraka, temelji se konvencionalna radiološka dijagnostika.

5. Fluorescentni učinak

Pod djelovanjem rentgenskih zraka neki kristali (cinkov sulfid, kalcijev volframat, itd.) svjetlucaju - emitiraju vidljivi svjetlosni spektar i to tako dugo dok su izloženi djelovanju rentgenskih zraka. Ta se pojava naziva **fluorescencijom**, a tvari koje emitiraju vidljivu svjetlost pod utjecajem rtg zraka nazivaju se fluorescentnim tvarima ili materijalima.

To svojstvo rentgenskih zraka iskorišteno je za izravno promatranje pojedinih dijelova tijela (prosvjetljavanje ili dijaskopiju), npr. pregled pluća i srca, pregled probavnih organa itd. Za tu svrhu su konstruirani posebni dijelovi rentgenskih uređaja- fluorescentni ekrani, na kojima liječnik radiolog promatra i analizira dijelove tijela koji na fluorescentnom ekranu stvaraju različite "sjene" organa zahvaljujući različitim stupnjevima apsorpcije rentgenskih zraka.

Tako će npr. na ekranu pluća biti svijetla (prozirna, transparentna), jer kroz njih lako prodiru rentgenske zrake i izazivaju snažno svjetlucanje fluorescentnog namaza na ekranu. Obrnuto, sjena srca će na ekranu biti tamnija, zbog svoje gustoće i debljine sloja ima jaču apsorpciju rtg zraka pa će fluorescentni ekran manje svjetlucati. Rezultat toga je na ekranu tamna sjena srca i velikih krvni žila. Još tamnije sjene na ekranu, iz istog razloga, dati će koštani elementi organa. Obrnuti je odnos "sjena" i "prozivosti" na rentgenskom filmu u odnosu na njihovu pojavnost na fluorescentnom ekranu

6. Ionizacija

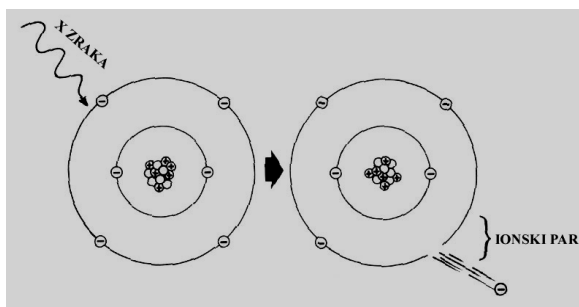
To je pojava koja nastaje nakon apsorpcije energije zračenja, pri čemu električki neutralni atomi i molekule postaju **pozitivni i negativni ioni**.

Prema načinu ionizacije radijacija se može podijeliti u dvije skupine:

1. izravnna ionizacija
2. neizravnna ionizacija

Od čestičnih (korpuskularnih) zračenja izravnu ionizaciju izazivaju alfa-čestice i beta-čestice, te druga korpuskularna zračenja koja nastaju umjetnim ubrzavanjem. Ova vrsta ionizirajućeg zračenja ima dovoljno veliku energiju pojedinih čestica za razbijanje atoma apsorbirajuće tvari kroz koju prolaze te izazivaju **kemijske i biološke** promjene.

Elektromagnetska ionizirajuća zračenja: rentgenske zrake, gama zrake i kozmičko zračenje, dovode do procesa neizravne ionizacije predajući svoju energiju u apsorbirajućoj tvari kroz koju prolaze pri čemu nastaju brzi elektroni koji izazivaju kemijska i biološka oštećenja u živim stanicama.



Slika 25. Ionizacija Ako atom primi jedan elektron sa strane ili pak izgubi jedan elektron on gubi svoju električnu neutralnost - kažemo da je IONIZIRAN

7. Biološki učinak

Ionizirajuće zračenje, bez obzira o kojoj vrsti zračenja se radi, predstavlja unos energije u molekule stanica živog tkiva. Neovisno o tome koji je način apsorpcije više zastupljen (Comptonov rasap ili prava apsorpcija), biološki učinci su gotovo jednaki. Razlikujemo poželjni i nepoželjni biološki učinak.

1. **Poželjni** (npr. radioterapija tumora, ozračenje cijelog tijela kod liječenja nekih leukemija itd.).
2. **Nepoželjni**, a to su po organizam sve štetne posljedice namjernom ili nenamjernom izlaganju zračenja (oštećenje metaboličkih procesa u stanicama, poremećaj rasta i razmnožavanja, oštećenje nasljedne mase – mutacije, smrt stanice i cijelog organizma)

Sa svim ovim različitim biološkim učincima, valja se dobro upoznati, kako bi kod danas neizbježne primjene različitih vrsta zračenja (posebno u dijagnostičke svrhe) štetne posljedice sveli na najmanju moguću mjeru.

Dijagnostički rentgenski uređaji

Prema namjeni dijagnostički rentgenski uređaji mogu biti:

1. radiografski (samo snimanja)
2. dijaskopski (samo prosvjetljavanja)
3. višenamjenski
4. specijalni rentgenski uređaji

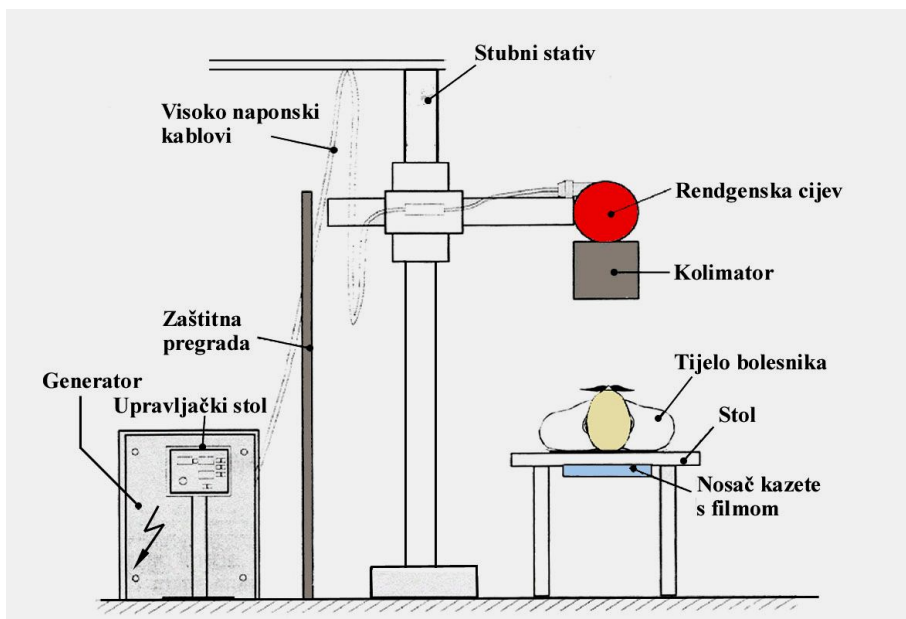
Prema snazi generatora i broju ispravljača struje dijagnostički rentgenski uređaji mogu biti:

1. **poluvalni** (jednopsni) - bez ispravljačice ili imaju jednu do dvije ispravljačice
2. **cijelovalni** (dvoopsni) - imaju četiri ispravljačice (četiri termoinonske diode ili selenska ispravljača)
3. **trofazni** (troopsni) – 6 ispravljačica ili 12 ventilnih cijevi
4. **visokofrekventni**

Visokofrekventni uređaji imaju gotovo kontinuiranu *istosmjernu* struju na rentgenskoj cijevi.

Osnovne sastavnice dijagnostičkog rentgenskog uređaja su:

1. Rentgenska cijev s višeslojnim sužavajućim zastorom i stativom (nosačem rtg cijevi).
2. Operatorska konzola (upravljački stol)
3. Generator rentgenskog uređaja s visokonaponskim kablovima
4. Stol za pregled bolesnika

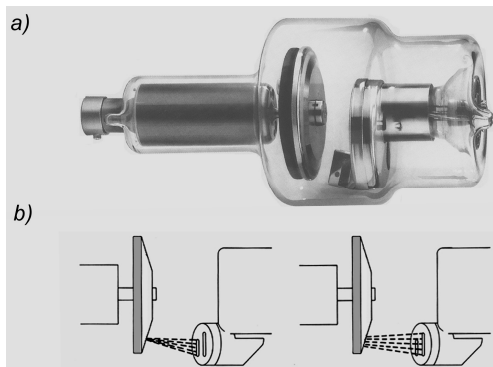


Slika 26.
Shematski
prikaz
rentgenskog
uređaja za
snimanje

Rendgenska cijev

Najvažniji je dio rentgenskog uređaja. To je staklena vakumska (5-10 mbar) cijev dužine 20 do 25 cm, a promjera 15 cm, umetnuta u zaštitni metalni omotač. Unutar cijevi nalaze se dvije electrode i to:

1. Katoda u obliku čašice spojena s negativnim polom niskonaponskog generatora
2. Anoda u obliku tanjurića ili diska spojena s pozitivnim polom visokonaponskog generatora



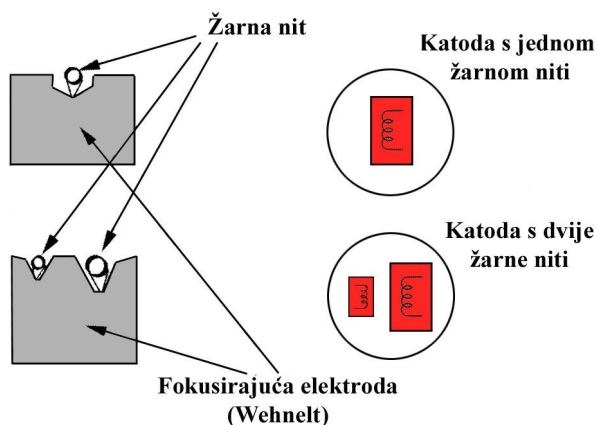
Slika 26. Rendgenska cijev

a) Elektronska rentgenska cijev. Katoda je u obliku čašice a anoda u obliku tanjurića ili diska
b) Shematski prikaz male i velike katodne žarne niti

Katoda

U većine rentgenskih cijevi koje su danas u uporabi građena je iz dva dijela:

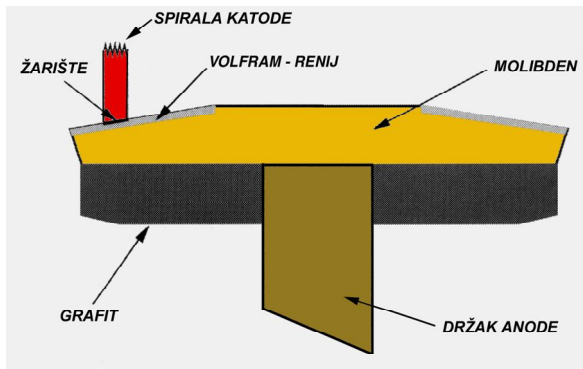
1. Spiralne niti dužine 1-2 cm, debljine 0,2 do 0,5 mm građene od volframa koji ima visoko talište
2. Pomoćne elektrode (*Wehneltova elektroda*), koja se još naziva i fokusirajućom elektrodom jer usmjerava elektrone nastale termoionizacijom na uski snop koji udara u žarište anode.



Slika 27. Shematski prikaz katode s jednom i dvije žarne niti

Anoda

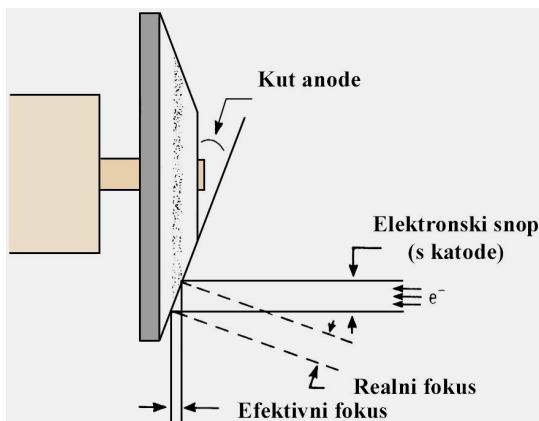
U rentgenskoj cijevi smještena je nasuprot katode (*antikatoda*). U većini modernih rentgenskih cijevi građena je iz legure volframa i renija debljine 1-2 mm koja je na disku građenom od molibdena (jer ima visoki toplinski kapacitet) i grafita.



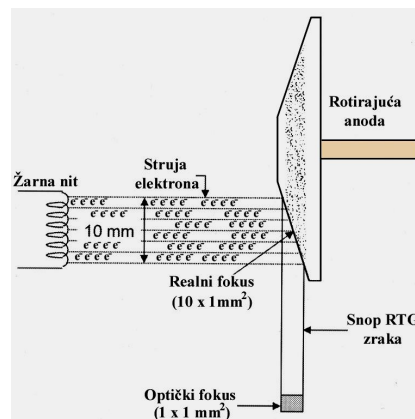
Slika 28. Shematski prikaz građe anode

Rotirajuća anoda

Ima oblika tanjurića ili diska, površine oko 750 mm^2 . Žarište je oblikovano poput prstena. Realno žarište mjeri 30 mm^2 , dok je optičko žarište mjeri svega $0,1 \times 0,1$ do $1,3 \times 1,3 \text{ mm}^2$. Smještena je pod kutom od 71° prema katodi čime je optičko žarište smanjeno. To je od neobične važnosti za dobru oštrinu rentgenske slike, a izbjegava se opasnost pregrijavanja.

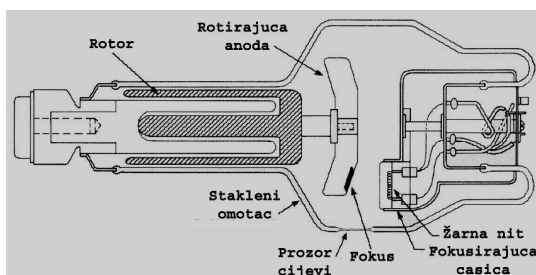


Slika 29. Shematski prikaz anode



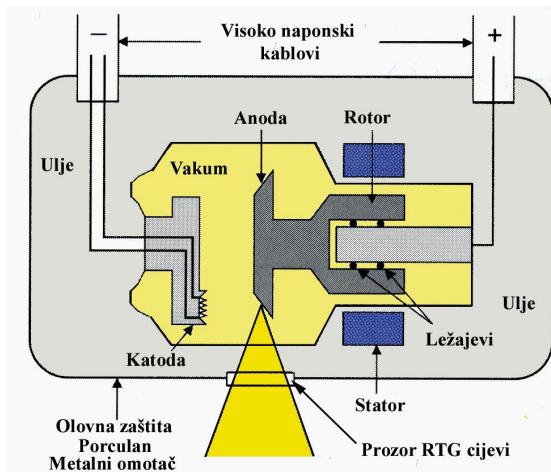
Slika 30. Shematski prikaz realnog i optičkog fokusa

Rotirajuća anoda sastoji se od statora i rotora i rotira brzinom od 3.000 – 17.000 u minuti.



Slika 31. Glavni dijelovi moderne rentgenske cijevi

Kada brzi elektroni (brzina veća o $\frac{1}{2}$ brzine svjetlosti) udare u žarište anode svega 1% ili manje njihove energije pretvara se u energiju rentgenskih zraka dok se 99% i/ili više njihove energije se pretvara u toplinu. Iz tog razloga anodu treba hladiti. Hlađenje anode postiže se konstrukcijom od elemenata s visokim toplinskim kapacitetom i visokim talištem, nagibom anode prema katodi, rotiranjem anode (broj okretaja 3.000-17.000 u minuti) te uljnim hlađenjem.

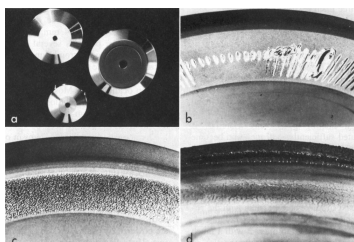


Slika 32. Rotirajuća anoda s uljnim hlađenjem (cirkulirajuće ulje)

Moderne rentgenske cijevi s velikim toplinskim opterećenjima imaju ugrađen posebni mjerni uređaj (*Loadix* sistem) koji signalizira pregrijavanje anode, a smješten je u blizini anodnog diska i povezan s indikatorom na komandnom stolu rentgenskog uređaja. Dozvoljena radna temperatura cijevi označena je zelenim svjetlom, granična žutim, a crveno svjetlo ukazuje na maksimalno dopuštenu granicu, kada je potrebno na neko vrijeme prestati s radom.

Snaga ili opterećenje rentgenske cijevi mjeri se kilovatima (kreće se u rasponu od 2,5 do 100 kW), a ovisi o:

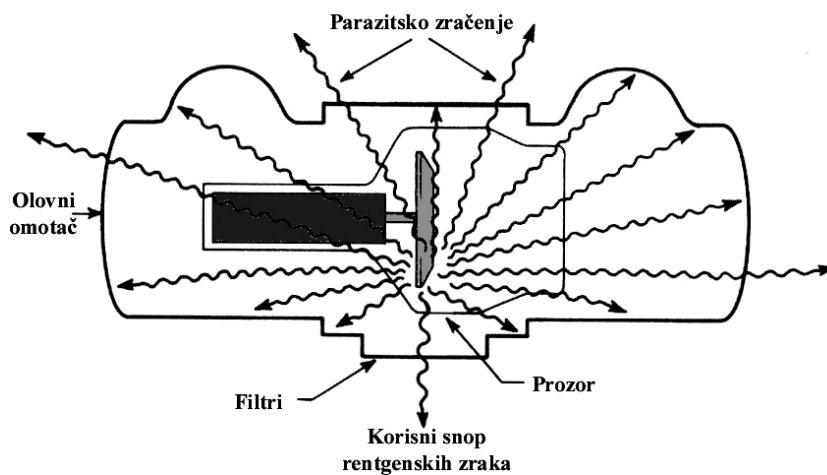
1. **Veličini žarišta anode:** malo žarište (veličine 0,1 do 0,5 mm) se koristi kad je potrebna visoka rezolucija slike (npr. pri radiografijama pluća i koštanog sustava), a veliko žarište (1 do 1,5 mm) pri dijaskopijama ili drugim pretragama s velikim opterećenjem rentgenske cijevi.
2. **Konstrukciji anode:** brzina rotacije, nagib prema katodi, elementi visokog toplinskog kapaciteta i tališta, te hlađenje anode
3. **Generatoru rentgenskog uređaja:** jednopulsni rentgenski generatori su male snage (dentalni i portabilni rentgenski uređaji), šesteropulsni i dvanaestpulsni su moćni, a najsnažniji su rentgenski uređaji s visokofrekventnim generatorima.



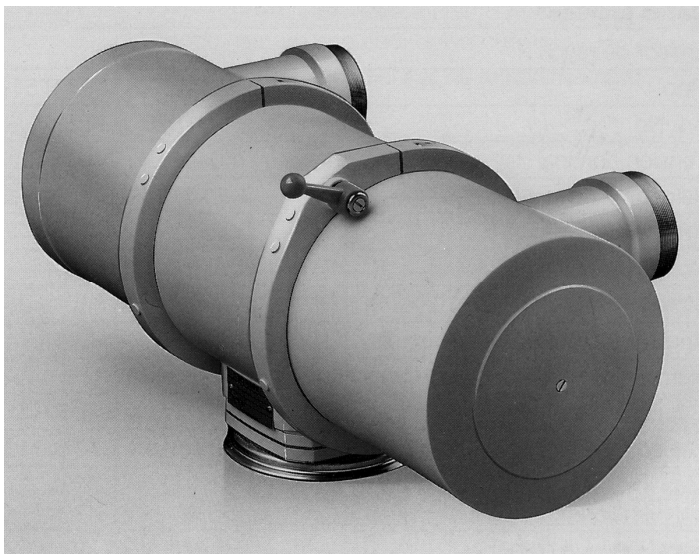
Slika 33. Prikaz nove neupotrebljene anode (a), i oštećenih anoda nakon dužeg rada (b,c,d).

Zračnik

Sastoji se od metalnog oklopa (ili kućišta) rentgenske cijevi i dubokog prednjeg zaslona. Rentgenska cijev (Pyrex staklo) je umetnuta u metalni olovni oklop koji štiti cijev od mehaničkih oštećenja, a bolesnika i profesionalno osoblje štiti od prekomjernog zračenja i strujnog udara. Drugi sloj oklopa je građen od porculana, koji je dobar izolator te štiti od udara električne struje. Između metalnog oklopa zračnika i staklene cijevi nalazi se cirkulirajuće ulje koje služi kao izolator, a ujednom i hladi cijev. Na krajevima rentgenske cijevi, u metalnom oklopu zaštićeni porculanskim izolatorima, nalaze se otvori za provodnike koji dovode električnu struju u rentgensku cijev. U zračniku se nasuprot žarištu anode rentgenske cijevi nalazi otvor - "prozor" cijevi površine oko 5 cm² kroz koji prolazi koristan, dijagnostički snop rentgenskih zraka. Oklop, kao i cijeli rentgenski uređaj je uzemljen!



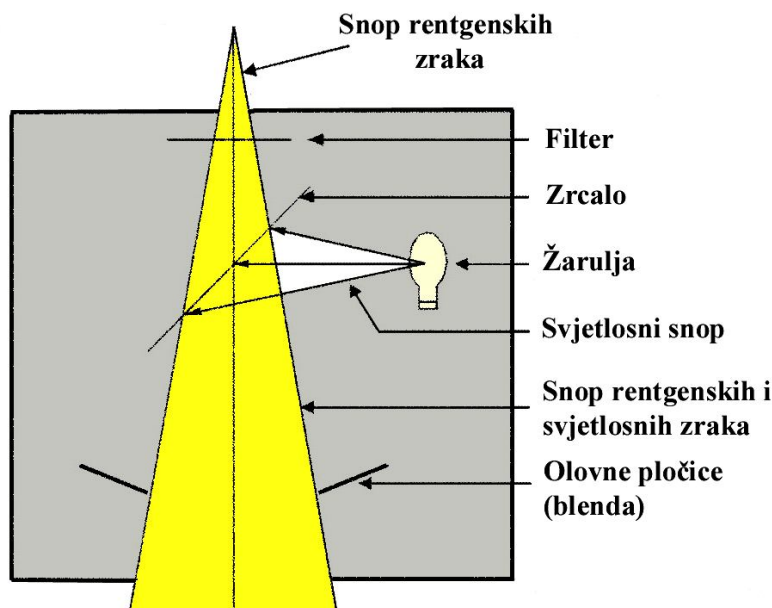
Slika 34. Shematski prikaz rentgenske cijevi sa zaštitnim olovnom omotačem: raspršeno zračenje je manje od 100 mR/sat na udaljenosti od jednog metra od cijevi (maksimalno dozvoljeno zračenje!).



Slika 35. Zračnik rentgenske cijevi

Višeslojni sužavajući zastor sa svjetlosnim ciljnikom

Smješten je na samom prozoru rentgenske cijevi, a služi za određivanje širine snopa rentgenskih zraka pri radiografiji ili dijaskopiji u svrhu smanjenja zračenja bolesnika. Sastoji se od nekoliko pari olovnih pločica smještenih na različitoj udaljenosti od prozora cijevi koje se ručno ili pomoću elektromotora mogu međusobno približavati ili udaljavati. Olovne lamele su debljine najmanje 3 mm. Uređaj ima još žarulju i zrcalo kojeg se reflektira svjetlost i osvjetljava dio tijela koji se snima, a njegova površina i oblik odgovaraju dijagnostičkom snopu rentgenskih zraka.



Slika 36. Shematski prikaz višeslojnog sužavajućeg zastora sa svjetlosnim ciljnikom

Osim višeslojnog sužavajućeg zastora sa svjetlosnim ciljnikom danas se koriste:

1. iris blenda
2. automatski uređaji – kolimatori: automatski određuju širinu snopa rentgenskih zraka prema veličini filma
3. membrane s otvorima
4. konusni i cilindrični tubusi

Za zaštitu bolesnika od “mekih” rentgenskih zraka (koje ne sudjeluju u stvaranju rentgenske slike !), na prozoru rentgenske cijevi postavljeni su **filtri** od aluminijske ili bakrene različite debljine, već prema namjeni rentgenskog uređaja i jačini cijevi.

Stativi

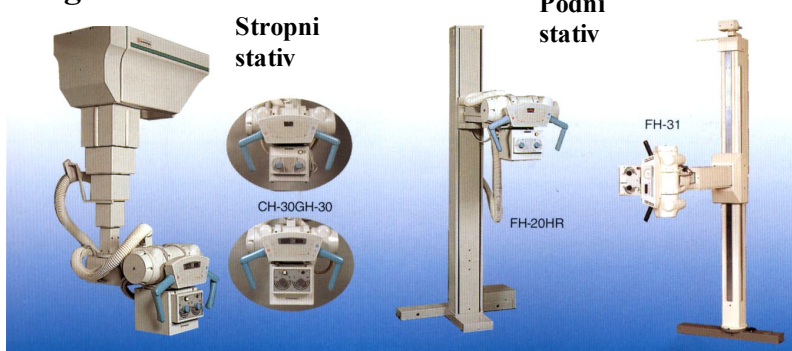
služe kao nosači (ili držači) rentgenske cijevi.

Mogu biti:

- *dijaskopski* (na uređajima za dijaskopiju)
- *stubi* (*podni*) ili *stropni* (na uređajima za radiografiju).

Rentgenska cijev sa stativom bilo koje vrste je pomična kako bi se omogućilo snimanje svih dijelova tijela. Ona se još može i okretati na stativu radi snimanja različitih dijelova tijela pod određenim kutovima snimanja. Dijaskopski stativi i stativi na specijalnim rentgenskim uređajima (“trauma rentgen”) su pomični u svim smjerovima, a zajedno s njima pomiče se rentgenska cijev. Tomografski aparati imaju motorizirane stativne.

Rtg stativi



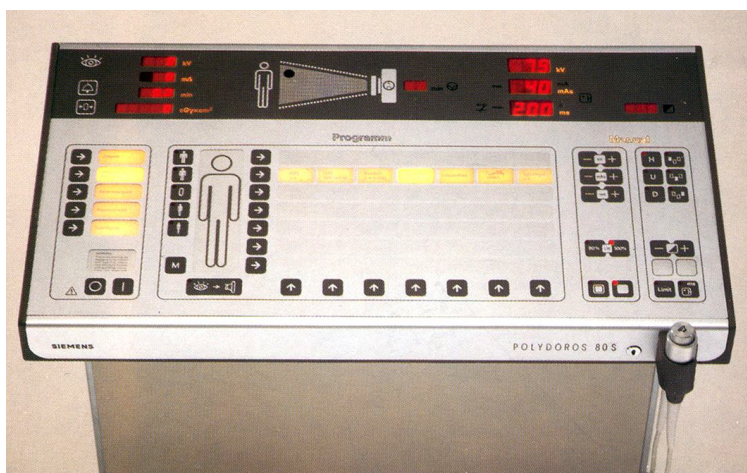
Slika 37. Stativi rentgenske cijevi

Operatorska konzola (upravljački stol)

Smještena je između gradske mreže i generatora rentgenskog uređaja, a kod novijih uređaja ona je priključena na generator, a generator na struju gradske mreže.

Sastoji se od metalne kutije različite veličine u kojoj su smješteni, uz dovodne kablove struje gradske mreže, različiti mjerni instrumenti, uređaji za regulaciju električnih uvjeta snimanja ili dijaskopije, sklopka za uključivanje i isključivanje struje gradske mreže, itd.

Na gornjoj površini uređaja nalazi se ploča različite konstrukcije s dugmadima za regulaciju niskog i visokog napona na rentgenskoj cijevi (regulacija miliampera i kilovolta), elektronski uređaj za odabiranje vremena ekspozicije (mAs), itd.



Slika 38. Operatorska konzola (upravljački stol) rgt uređaja

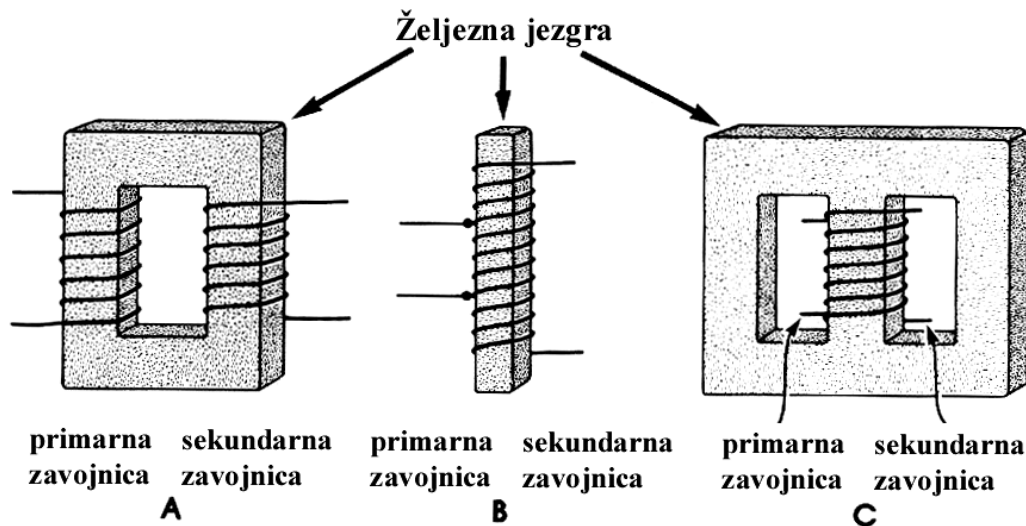
Generator rentgenskog uređaja (rtg “pogonski uređaj”)

Daje električnu struju potrebnu za rad rentgenskog aparata. Sastoji se iz tri bitna dijela:

1. niskonaponskog transformatora
2. visokonaponskog transformatora i ispravljačica
3. uređaja za automatsku regulaciju ekspozicije (“tajmera”)

Transformatori

Transformator je uređaj koji električnu struju određenog napona i jakosti pretvara u električnu struju većeg ili manjeg napona i jačine.



Slika 39. Vrste transformatora. A) sa zatvorenom jezgrom; B) autotransformator; C) shell-tip transformatora

Transformator sa zatvorenom jezgrom: građen je od tankih lamela željeza što smanjuje gubitak energije uzrokovan grijanjem željeza kod promjene magnetskog polja, te primarne i sekundarne zavojnice.

Autotransformator: građen je od željezne jezgre sa samo jednom zavojnicom. Jedna strana zavojnice ima ulogu primarne, a druga sekundarne zavojnice po principu samoindukcije. Važan je za preciznu regulaciju napona i jakosti električne struje.

Transformator s omotačem: građen je slično autotransformatoru smještenom u željeznom omotaču. Ovo je najučinkovitiji tip transformatora, te se nalazi u većini modernih uređaja.

Niskonaponski

Pretvara izmjenični napon gradske mreže u niski napon (6 do 10 volti) i veliku jakost struje (3 do 6 ampera) što je potrebno za zagrijavanje spirale katode. Građen je od metalne jezgre (listići-lamele mekog željeza) i dvije zavojnice. Primarna zavojnica (povezana sa strujom gradske mreže) ima veliki broj zavoja tanke bakrene žice i ona inducira u sekundarnoj zavojnici (mali broj zavoja debele žice) također izmjeničnu struju, ali niskog napona i velike jakosti. Sekundarna zavojnica je povezana s katodom rentgenske cijevi.

Visokonaponski transformator

Pretvara struju gradske mreže u struju visokog napona potrebnu za ubrzanje termoelektrona stvorenih na površini užarene spirale katode. Građen je od metalne jezgre (listići-lamele mekog željeza) i dvije zavojnice. Primarna zavojnica (povezana sa strujom gradske mreže) ima mali broj zavoja debele žice i ona inducira u sekundarnoj zavojnici (veliki broj zavoja tanke bakrene žice) također izmjeničnu struju, ali visokog napona i male jakosti. Sekundarna zavojnica je povezana s rentgenskom cijevi preko ispravljačica i visokonaponskih kablova.

Visokofrekventni generator (srednje frekventni generator, invertni generator)

Predstavlja najnoviji i najsnažniji tip generatora. Za postizanje gotovo konstantnog napona na rentgenskoj cijevi koristi visokofrekventnu struju. Veoma je mali i lagan, te se može staviti u kućište rentgenske cijevi.

Ovaj generator pretvara izmjenični napon struje gradske mreže napona 220 ili 380 V i frekvencije 50 Hz u istosmjernu struju napona 250 - 400 V. Pomoću oscilatora taj se napon pretvara u izmjenični frekvencije 1000 - 5000 Hz i napona 250 - 400 V. Takav napon se dovodi na visoko naponski transformator rentgenske cijevi potreban za proizvodnju rentgenskih zraka.

Ispravljačice

Električna struja gradske mreže koja nastaje na transformatorima je uvijek izmjenična. Ona mijenja svoj smjer oko 60 puta u sekundi. Rentgenska cijev ne može raditi s izmjeničnom strujom, već samo s jednosmjernom. Zato za ispravljanje izmjenične struje postoje jednostavne naprave koje se zovu *ispravljačice* ili *kenotroni*.

Ove naprave propuštaju struju samo u jednom smjeru, a za drugi smjer struje ponašaju se kao izolatori.

Postoje dva osnovna tipa ispravljačica:

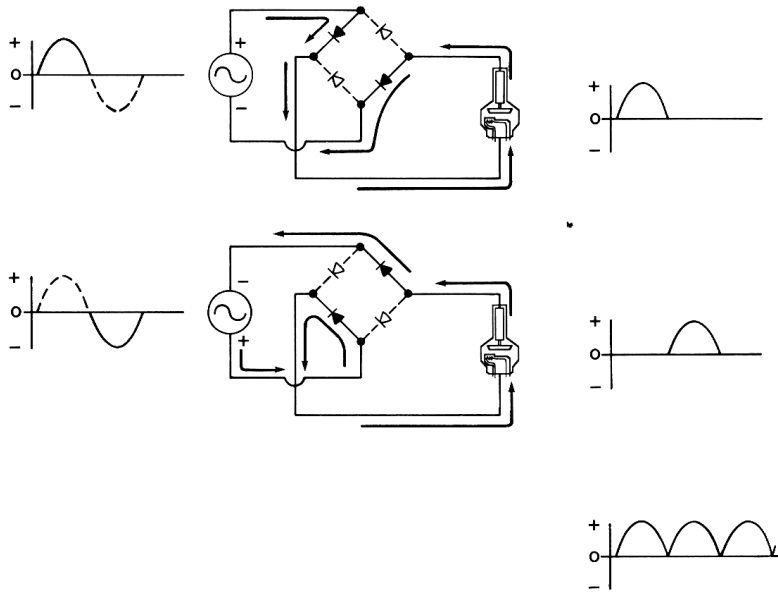
1. u obliku staklenih vakumskih cijevi
2. u obliku čvrstih dioda građenih od poluvodiča (selenski, silicijski)

Prema broju ispravljačica rentgenski aparati se dijele u nekoliko skupina:

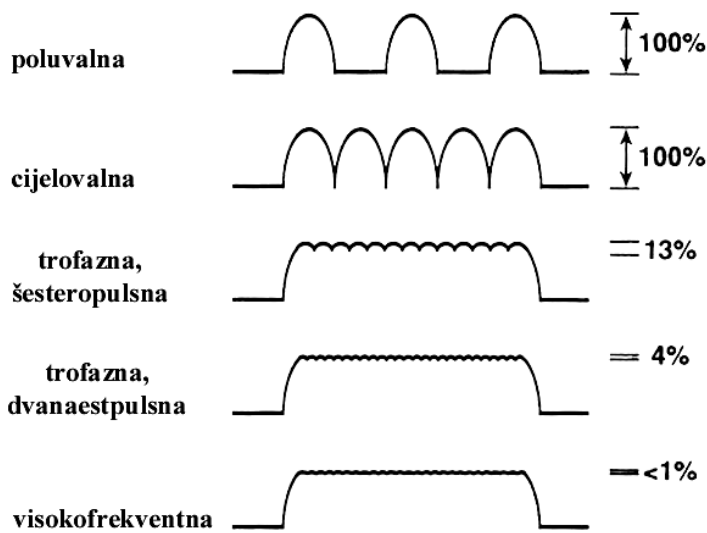
1. *poluvalni (jednopolnsni)* - bez ispravljačice ili imaju jednu do dvije ispravljačice

2. **cijelovalni (dvopulsni)** - imaju četiri ispravljačice (četiri termoinonske diode ili selenska ispravljača)
3. **trofazni (tropulsni)** - šest ispravljačica
4. **šesterofazni (šestopulsni)** - 12 ventilnih cijevi

Na rentgenskoj cijevi šesterofazni uređaji imaju gotovo kontinuiranu istosmjernu struju.



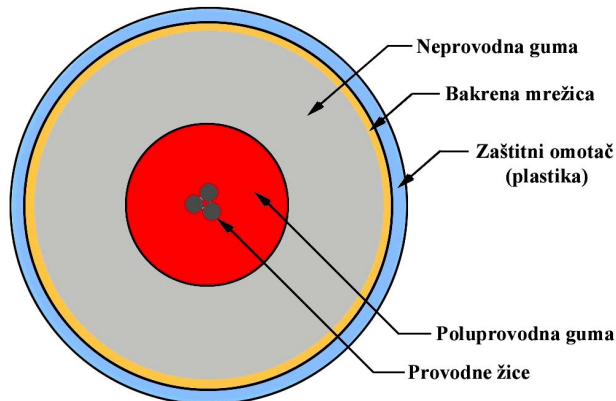
Slika 40. Shematski prikaz cjelovalnog rentgenskog uređaja s četiri selenska ispravljača (i dalje izrazito valovita struja).



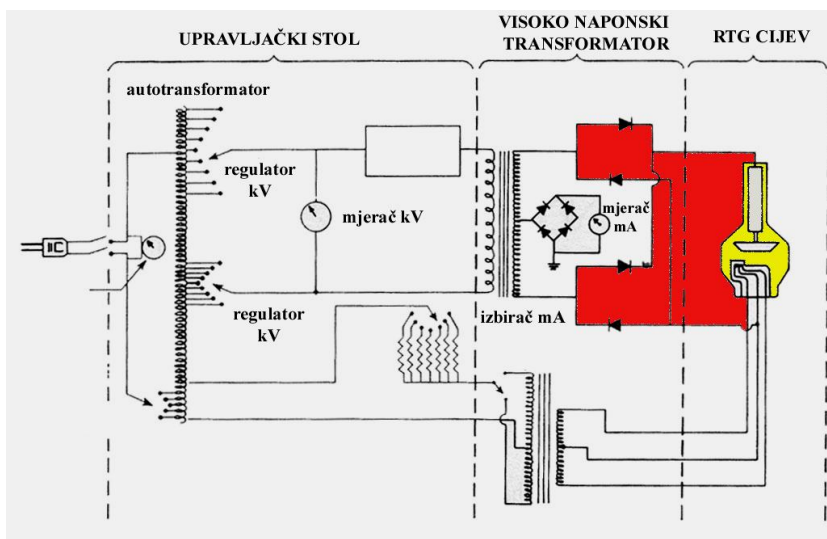
Slika 41. Prikaz izlazne električne struje nakon ispravljanja

Visokonaponski kablovi (*provodnici*)

Provode električnu struju s generatora rentgenskog uređaja do rendgenske cijevi. Izolirani su debelim slojem gume preko koje je navučena bakrena zaštitna mrežica (posebno dodatno uzemljena), a na samoj površini nalazi se tanki sloj plastike ili platna. Provodnici su smješteni u dvostruke podove i/ili stropove rendgenskih prostorija.



Slika 42. Visokonaponski kablovi



Slika 43. Shematski prikaz električnog kruga rentgenskog uređaja

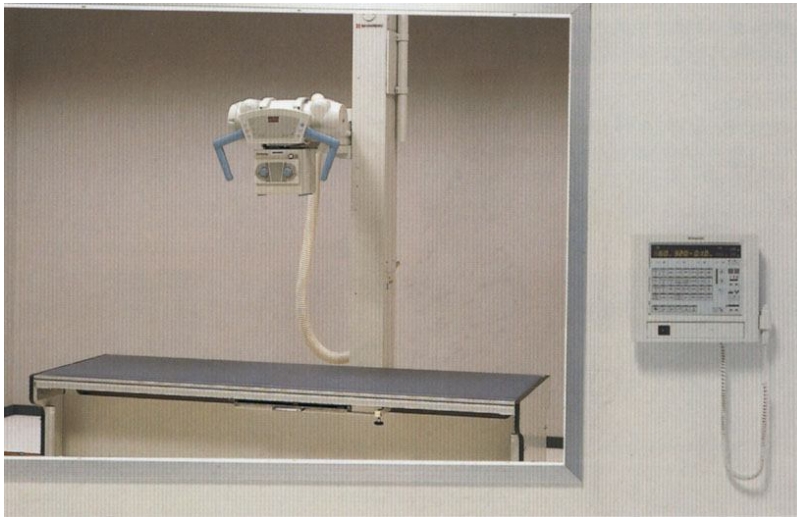
Stol za pregled bolesnika (dijagnostički stol, oslonac za bolesnika)

Stol za pregled bolesnika (dijagnostički stol, oslonac za bolesnika) je dio rentgenskog uređaja na kojem leži ili se naslanja bolesnik za vrijeme snimanja ili prosvjetljavanja.

Građen je od specijalnih plastičnih materijala koji su lagani i radiotransparentni kako ne bi stvarali sjene na filmu i uvjetovali rasap rentgenskih zraka. Mogu biti fiksirani (samo za radiografije) ili pomični (lijevo-desno, gore-dolje) za radiografije i dijaskopije, a za posebne namjene (“trauma” aparati, CT uređaji itd.) mogu se spuštati i do visine 30 cm od poda. Stol dijaskopskih rentgenskih uređaja se pomiče pomoću elektromotora, a rentgenska cijev smještena je iza stola (ili ispod, ovisno o njegovu položaju) povezana s fluorescentnim ekranom i sinkrono je pomična u svim smjerovima.

Neovisno o konstrukcijskoj izvedbi rentgenskog uređaja nasuprot rentgenske cijevi je uređaj za ciljano automatsko snimanje (eksplorator) i uređaj za smanjenje raspršenog zračenja.

U stolu rentgenskih uređaja za radiografiju nalazi se posebna naprava za transport kazete s filmom te uređaji za smanjenje raspršenog zračenja (rešetke) koje pri ekspoziciji rentgenskim zrakama nastaje u tijelu bolesnika.



Slika 44. Rentgenski uređaj za grafiju.

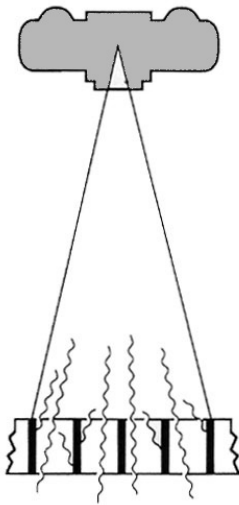
Rešetke

Postavljene su između bolesnika i rentgenskog filma, odnosno između snimanog dijela tijela i kazete s filmom. To su tanke plosnate kutije u kojima se nalaze olovne pločice (lamelle), a između njih radiotransparentni materijal (plastika, danas najčešće ugljikova vlakna).

Postoje dvije vrste rešetki:

1. Klasična Potter-Buckyjeva rešetka s debljim olovnim lamelama (pomična za vrijeme snimanja).
2. Fiksna Lisholmova rešetka s vrlo tankim olovnim pločicama.

Rešetka treba biti građena tako da apsorbira što je moguće više raspršenih zraka, a što manje zraka primarnog dijagnostičkog snopa koje su nužne za stvaranje rentgenske slike.



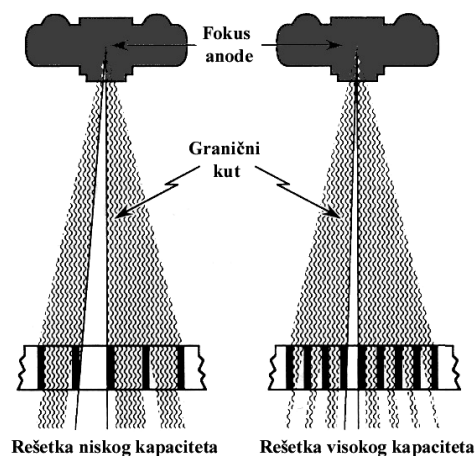
Slika 45. Rešetka: samo one rentgenske zrake koje prolaze izravno kroz međuprostor pregrada rešetke djeluju na rentgenski film. Sve ostale (raspršene zrake) apsorbiraju olovne pregrade rešetke.

Što je **veća visina** pregradnih lamela i **manji razmak** između njih, to je veća apsorpcija raspršenih zraka te je "**Kapacitet rešetke**" određen je odnosom visine pregradnih lamela i širine međupregradnih prostora.

U standardnim rešetkama debljina pločica je obično 0,07 mm, a visina 1,4 mm. Gustoća olovnih pločica na jednom dužnom centimetru je između 25 i 45 lamela (najčešće, ali ima i rešetaka sa znatnom većim brojem lamela).

Selektivnost rešetke ovisi o broju lamela po dužnom centimetru rešetke. Definirana je odnosom inteziteta neraspršenog i raspršenog zračenja nakon prolaska kroz rešetku. Rešetka A i B imaju istu visinu i širinu međupregradnih prostora (isti kapacitet rešetki), ali rešetka A ima deblje lamele (60% deblje) i nešto manji broj lamela po dužnom centimetru ali ima veću selektivnost i time bolju kontrastnost slike.

Na kontrastnost rentgenske slike najviše utječe kapacitet rešetke (manje selektivnost), ali je konstrukcijski ograničena mogućnost povećanja visine lamela, te je za povećanje apsorpcije raspršenih zraka potrebno što više smanjiti njihov međusobni razmak, što pak dovodi do povećane apsorpcije neraspršenih zraka. U tom slučaju, za istu kontrastnost slike treba povećati vrijeme ekspozije, tj. dužinu izlaganja rentgenskim zrakama.



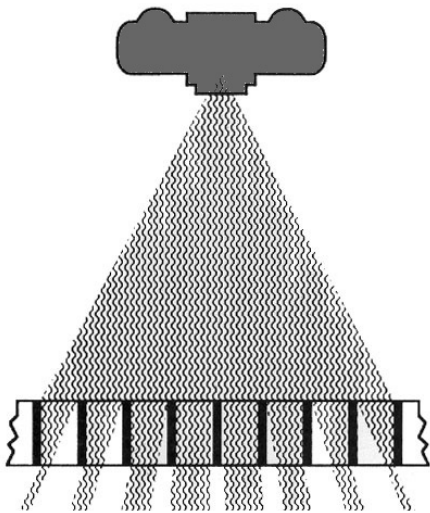
Slika 46. Granični kut: odnos između kapaciteta rešetke i selektivnosti ovisi o graničnom kutu (α) - to je najmanji kut pod kojim se raspršene zrake u cjelosti apsorbiraju na lamelama rešetke.

Međusobni odnosi karakteristika rešetke (kapacitet, selektivnost, granični kut, faktor rešetke...) su veoma komplikirani, ali vrijedi nekoliko općih pravila:

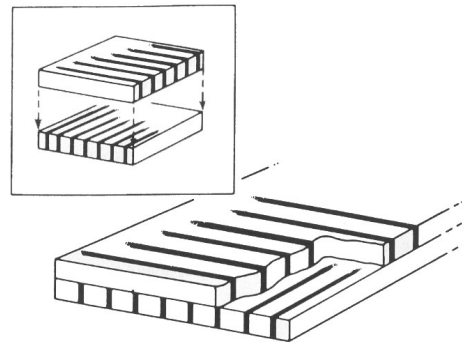
1. rešetke većeg kapaciteta imaju veći faktor kontrastnosti
2. rešetke s većim brojem lamela imaju manji faktor kontrastnosti
3. deblje rešetke imaju bolju selektivnost i veći faktor kontrastnosti

Prema konstrukcij rešetke se dijele:

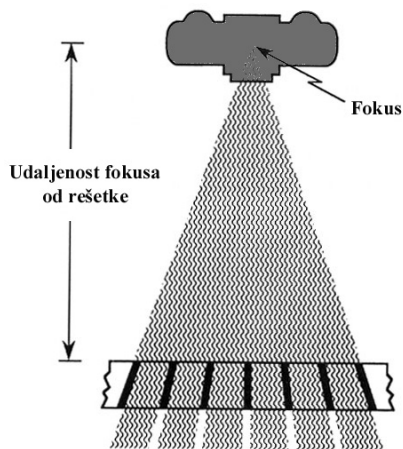
1. Linearne - lamele međusobno paralelne
2. Ukrštene - lamele dviju linearnih rešetki ukrštene za 90° .
3. Fokusirajuće - lamele konvergiraju prema fokusu rentgenske cijevi. Složenije su konstrukcije i skuplje.
4. Pokretne
5. Nepokretne



Slika 47. Linearna rešetka: lamele međusobno paralelne

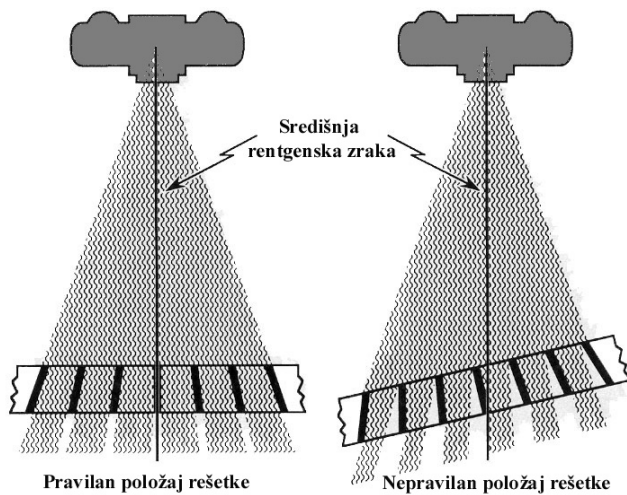


Slika 48. Ukrštena rešetka (mreža asta): lamele dviju linearnih rešetki ukrštene za 90° .

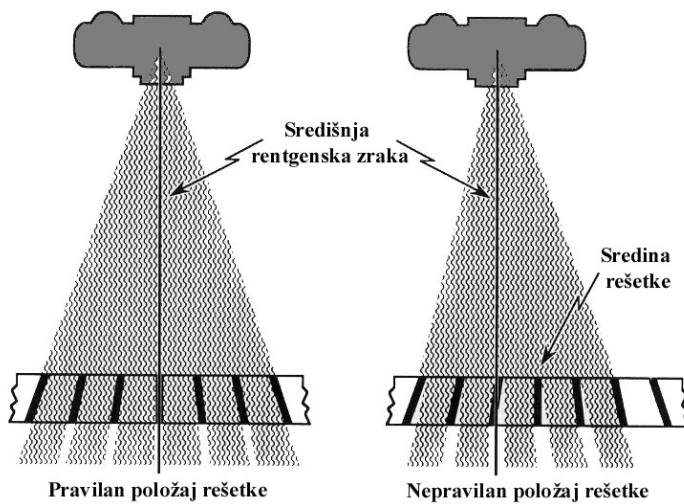


Slika 49. Fokusirajuća rešetka: lamele konvergiraju prema fokusu rentgenske cijevi. Složenije su konstrukcije i skuplje.

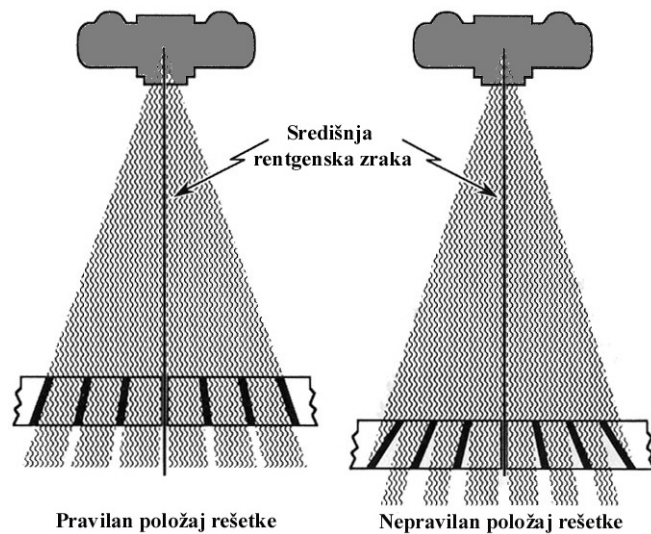
POLOŽAJ REŠETKE: najčešće pogreške



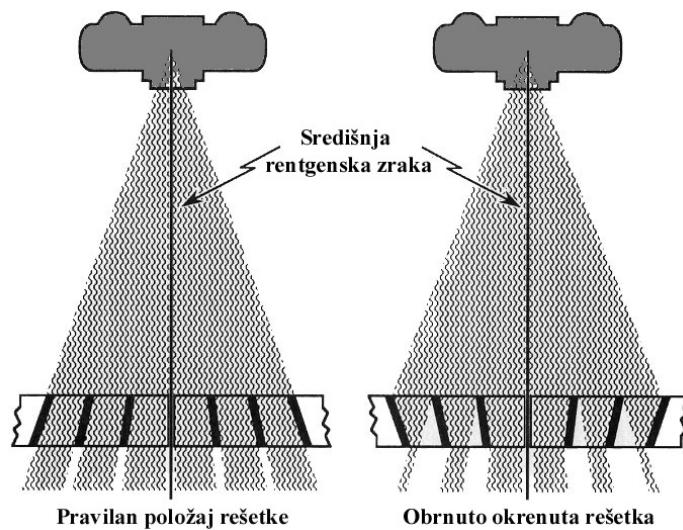
Slika 50. Nakošen položaj rešetke prema središnjoj rentgenskoj zraki. Povećana apsorpcija rtg zraka – slika je neoštra



Slika 51. Sredina rešetke izvan smjera središnje rentgenske zrake. Povećana apsorpcija rtg zraka – slika je neoštra



Slika 52. Rešetka smještena na neprimjerenom udaljenosti od fokusa rentgenske cijevi. Povećana apsorpcija rtg zraka – slika je neoštra



Slika 52. Fokusirajuća rešetka: obrnuto okrenuta prema fokusu rentgenske cijevi. Povećana apsorpcija rtg zraka – slika je neoštra

KVALITETA I KVANTITETA ZRAČENJA

Kvaliteta zračenja (prodornost, tvrdoća, energija zračenja) određena je:

1. visinom napona na anodi rentgenske cijevi (ovisi još i o atomskom broju materijala od kojeg je građena anoda rtg cijevi)
2. materijalima koji se koriste za filtriranje rtg zraka i njihovoj debljini (filtri od aluminijska, bakra itd.)
3. staklenom omotaču rtg cijevi- (Pyrex staklo, prozor od berilija u mamografskoj rtg cijevi)
4. kolimatoru.

Kvaliteta radijacije izravno utječe na mjesto i količinu apsorpcije zračenja u tijelu (bilo pri dijagnostičkoj ili terapijskoj primjeni zračenja), a onda kao posljedica toga ovisi i biološke promjene (koža ili dublje položena tkiva).

Rentgenske zrake manjih energija (mekše zrake!) apsorbiraju se pretežno u koži i proizvode puno manje sekundarnog-raspršenog zračenja.

Rentgenske zrake većih energija (tvrde rtg zrake !) su prodornije, apsorbiraju se u dubljim dijelovima tijela i proizvode više raspršenog zračenja, a sveukupno se manje apsorbiraju.

U dijagnostičkoj primjeni zračenja snop rentgenskih zraka je nehomogen - kontinuirani spektar, a na njega se superponira još i karakteristično zračenje materijala od kojeg je građena anoda rentgenske cijevi.

Dijagnostički snop RTG zraka sadrži zrake male energije (veće valne duljine i manje frekvencije) i zrake veće energije (kraće valne duljine i više frekvencije)

Što je veći napon na anodi rentgenske cijevi to su nastale rentgenske zrake veće prodornosti i njih nazivamo "tvrdima".

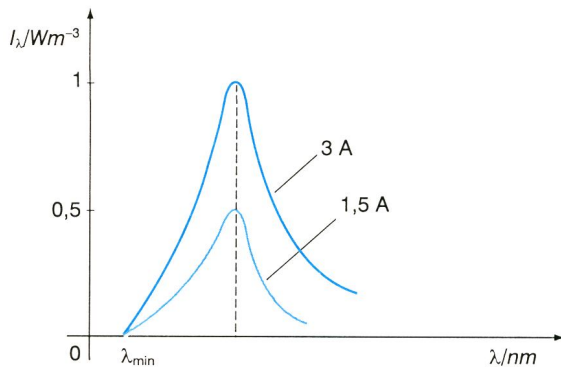
U dijagnostici, za prikaz različitih dijelova tijela (koji su različite gustoće i sadržaja elemenata različitih atomskih brojeva), koristimo rentgenske zrake različitih prodornosti. No, uvijek težimo *odstranjenju* najmekših zraka, jer one ne sudjeluju u stvaranju rentgenske slike nekog dijela tijela, štoviše, kvare kvalitetu slike, a što je još značajnije apsorbiraju se u koži i izlažu bolesnika povećanoj, posve nepotrebnoj dozi zračenja. Ove najmekše rentgenske zrake se zato "filtriraju" odmah na izlasku iz rentgenske cijevi filtrima od tankih listića -pločica aluminijska ili bakra. Na taj način se smanjuje doza zračenja bolesnika i moguća biološka oštećenja.

Za rentgenske zrake mjera prodornosti su *kilovolti*, a za ostala zračenja *elektronvolti (eV)*.

Kvaliteta radijacije određuje se još i debljinama filtra različitih materijala kojima se prodornost zračenja smanjuje na polovinu vrijednosti primarnog snopa.

Kvaliteta zračenja (količina radijacije) određena je :

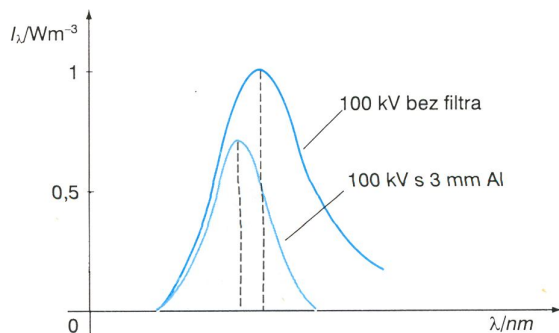
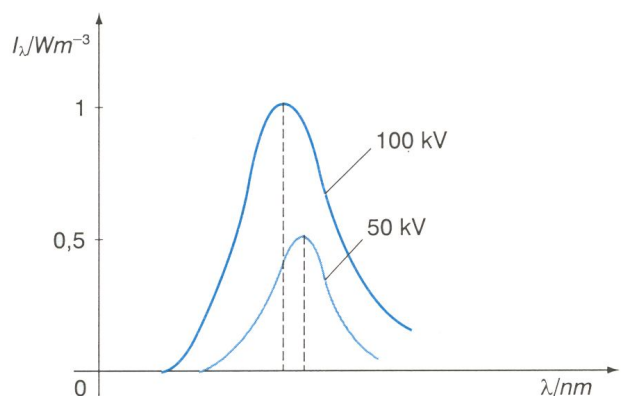
1. intenzitetom ili **dozom** zračenja
2. ona ponajviše ovisi o jačini struje grijanja katode rentgenske cijevi (određuje se pomoću mA), zatim o udaljenosti od izvora zračenja, debljini i vrsti materijala od kojeg su građeni filtri, kolimatoru itd.



Slika 54. Utjecaj anodnog napona na tvrdoću X-spektra. Spektri su idealno snimljeni uz jednake struje zagrijavanja katode, a s različitim anodnim naponima. Veći anodni napon uzrokuje pomak λ_{\min} prema kraćoj valnoj duljini, pa je snop tvrdi. I valna duljina za koju je maksimalna spektralna gustoća pomiče se prema kraćoj λ . Istodobno raste intenzitet za sve λ . Raste i raspon valnih duljina emitiranih fotona.

Slika 53. Utjecaj struje grijanja na intenzitet X-spektra.

Pojačana struja grijanja uzrokuje povećanje intenziteta rentgenskoga snopa. Raste I_{λ} za svaki λ . Minimalna se valna duljina ne mijenja, pa se tvrdoća snopa ne mijenja.



Slika 55. Filtar na prozoru rentgenske cijevi mijenja tvrdoću i intenzitet snopa. Uporabom filtra povećava se intenzitet fotona velikih energija relativno prema intenzitetu fotona malih energija. Time je srednja energija snopa pomaknuta prema većim energijama.

Intenzitet zračenja **radioaktivnih materijala** ovisi o količini radioaktivne tvari, vrsti izotopa, udaljenosti od izvora zračenja, itd.

U radiologiji doza zračenja označava zapravo količinu zračenja kojoj je izložen čovjek, bilo u radiološkoj dijagnostici ili radioterapiji.

Razlikujemo dvije vrste doza:

- 1. Fizikalna doza** označava količinu radijacije koja je apsorbirana u određenom volumenu.
- 2. Biološka doza** je puno kompliciranija i ona podrazumijeva fizikalnu dozu, ali i različitu radiosenzibilnost ozračenog tkiva (weighting faktor tkiva),

vremensku raspodjelu doze, vrstu zračenja (težinski faktor radijacije) i druge manje poznate čimbenike.

Uređaj za određivanje ekspozicije

To je naprava koja se koristi za određivanje dužine izlaganja rentgenskim zrakama pri radiografiji ili dijaskopiji.

Postoje dva tipa ovih uređaja:

1. **Elektronički** uređaj zaustavlja ekspoziciju rentgenskim zrakama nakon isteka unaprijed odabranog vremena.
2. Automatska kontrola ekspozicije (*autotajmer* ili *fototajmer*), ovisno o debljini i gustoći anatomskog dijela tijela koji se snima, automatski prekida ekspoziciju rentgenskim zrakama kad se postigne optimalni fotografski efekt (zacrnenje) na filmu.

Za automatsko određivanje ekspozicije služe posebni *detektori*, a obično se koriste tri takva detektora:

1. Malene *ionizirajuće komore*.
2. Vrlo tanki fluorescentni nanosi na svjetlopropusnom materijalu (*scintilacijski detektori*).
3. *Silicijski* detektori.

Svi detektori mogu se prilagoditi različitoj osjetljivosti filmova i folija.

Kod uporabe *ionizirajuće komore* (stavlja se između rešetke i filma), pod djelovanjem rentgenskih zraka proporcionalno njihovom intenzitetu stvara se električna struja koja puni maleni kondenzator. Kad električni naboj u kondenzatoru desegne određenu veličinu, prekida se emisija rentgenskih zraka.

Scintilacijski detektori (fluorescentni nanos) su prilagođeni folijama i filmu koji se koriste pri snimanju, a ovi detektori su manji i precizniji, smješteni iza folija i filma.

Silicijski detektori: najprecizniji su (najmanje podložni oscilacijama napona na rentgenskoj cijevi) i s njih emitirana svjetlost nakon ekspozicije rentgenskim zrakama ide u fotodiodu ili fototranzistor koji prekidaju daljnju emisiju (ekspoziciju) rentgenskih zraka.

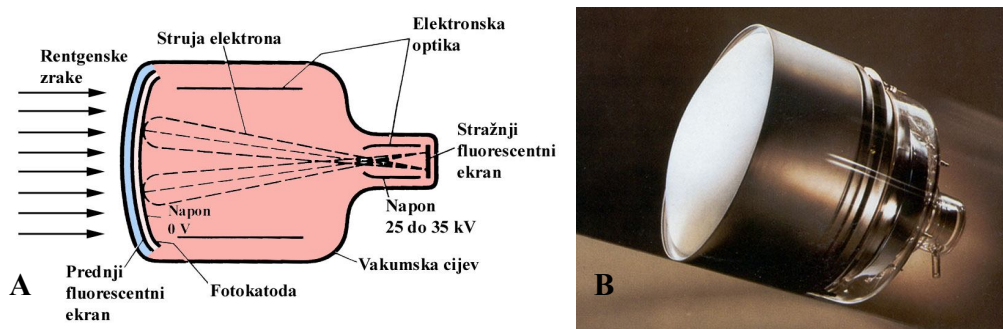
Sustavi za stvaranje slike

Elektronsko pojačalo je uređaj koji rentgenske zrake umanjene energije nakon prolaska kroz snimani (ili dijaskopirani) dio tijela pretvara u svjetlosne te se nastalu sliku (svjetliju i do 5.000 puta) može registrirati fotografskom ili televizijskom kamerom. Predstavlja jedan od najvećih napredaka u suvremenoj radiologiji, jer je omogućen prijenos slike na velike udaljenosti i razvoj digitalnih tehnika u radiologiji. Primjenom elektronskog pojačala radiološki se pregledi mogu obavljati pri dnevnoj svjetlosti i uz smanjeni intenzitet zračenja.

Danas postoje tri vrste elektronskog pojačala:

1. klasično elektronsko pojačalo
2. digitalno elektronsko pojačalo
3. dinamički ravni detektori kao elektronsko pojačalo

Klasično elektronsko pojačalo je vakumska staklena ili metalna cijev dužine oko 50 cm, kruškolika oblika, s većim prednjim i znatno manjim stražnjim zaslonom.



Slika 56. A) shematski prikaz elektronskog pojačala; B) elektronsko pojačalo u naravi.

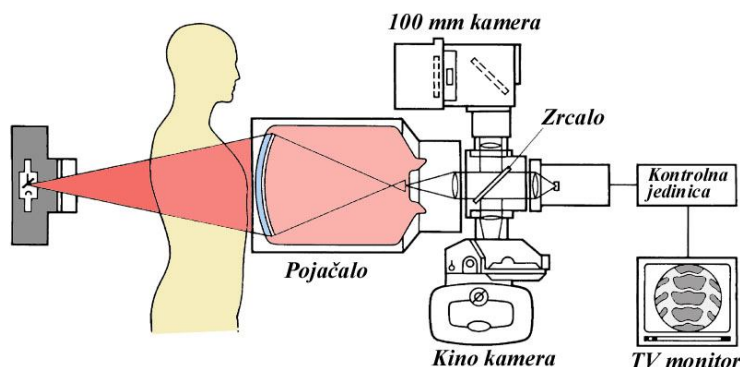
Prednji (primarni) zaslon je građen od tanke (0,5 mm) aluminijske ploče iza koje se nalazi **fluorescentni sloj** građen od cezijeva jodida, a u najnovijim uređajima od cezij-jodid-natrijskih kristala u kojima se odvija apsorpcija i pretvaranje prolaskom kroz tijelo bolesnika oslabljenih rentgenskih zraka u svjetlosne.

Uz fluorescentni zaslon nalazi se **fotokatoda** građena od cezija i antimona, a na kojoj se pod djelovanjem svjetlosnih zraka s fluorescentnog zaslona oslobađaju elektroni u procesu zvanom **fotoemisija**. Broj elektrona koji nastaju na fotokaturi izravno je proporcionalan intenzitetu svjetlosnih zraka koje na nju dolaze s fluorescentnog zaslona.

Na drugom kraju uređaja se nalazi **stražnji (sekundarni) zaslon**, znatno manji od prednjeg, a građen je od tanke (svega 0,2 mikrometra) aluminijske pločice na kojoj je fluorescentni nanos u obliku sitnih kristala kadmij-sulfid-srebra i na njemu se elektronska "slika" pretvara u zelenu svjetlost.

Elektronsko pojačalo nalazi se pod naponom od 0 kV na primarnom zaslonu do 25-35 kV na sekundarnom zaslonu, koje stvara elektrostatsko polje koje ubrzava elektrone nastale na fotokaturi prednjeg zaslona, a fokusirajuće elektronske leće usmjeravaju taj roj elektrona prema sekundarnom zaslonu tako da na sekundarnom zaslonu nastaje znatno svjetlija i obrnuta slika objekta, a svjetlina se još dodatno pojačava smanjenom veličinom ovog zaslona

Na sekundarnom zaslonu (ekranu) sliku se može promatrati sustavom leća i zrcala (optičko-zrcalni sustav) ili je snimati izravno televizijskom kamerom (najčešće tipa **Vidicon** ili **Plumbicon**)



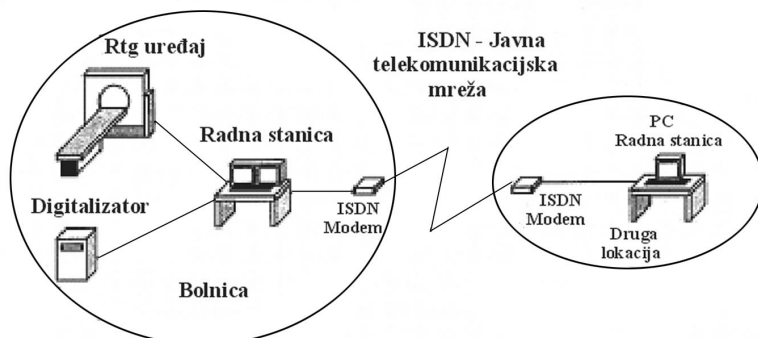
Slika 57. Shematski prikaz televizijskog lanca u radiologiji.

Uvođenje TV lanca u radiologiji omogućilo je ubrzani razvoj radiologije, što je rezultiralo razvojem digitalne radiologije i *teleradiologije*. To je elektronski prijenos slika s rentgenskog uređaja na različite udaljenosti (u druge ustanove) radi interpretacije i/ili konzultacije. To omogućava raznovrsne subspecialističke ekspertize i povećava uspješnost radiološke dijagnostike i općenito medicinske skrbi bolesnika.

Teleradiologija – Prijenos slike na druge lokacije

Razvojem telekomunikacija i njihovim prelaskom s analognih uređaja na digitalne, omogućen je prijenos elektronskih podataka preko javnih telekomunikacijskih sustava. S obzirom na načine prijenosa koji se danas koriste govorimo o teleradiologiji s prijenosom uz pomoć:

- modema
- ISDN (eng. Integrated Services Digital Network) mreže
- izravnim optičkim vezama
- prijenos uz pomoć izgrađenih internih mreža unutar medicinskih ustanova



Slika 58. Shematski prikaz teleradiologije

Brzina prijenosa slika i podataka ovisi o tehnologiji koja se koristi u prijenosu elektronskih podataka. Kod izgrađenih mreža, koje su povezane mrežnim karticama, brzine prijenosa između dva računala su od 10 do 100 Mbps (eng. bit per second), dok kod korištenja modemske veze imamo brzine prijenosa od 10 do 56 kbps. Kada se koristimo ISDN tehnologijom u dijelu javnih telefonskih centrala, moguće su brzine prijenosa od 128 kbps. Da bi sustav teleradiologije u potpunosti bio u funkciji potrebno je omogućiti što brži protok elektronskih informacija.

Kao posebni dio teleradiologije možemo navesti korisničke *software* i aplikacije koje se koriste na računalima povezanim na jedan od gore navedenih načina. Danas se na tržištu nalaze različiti aplikacijski *softwarei* koji su na raspolaganju korisniku, a odabir pojedinih *softwarea* ovisi o vrstama pregleda i snimaka za koje se traži dodatna konzultacija i mišljenje. DICOM protokol (koji smo već opisali) je nužan kako bismo omogućili prijenos podataka s različitih modaliteta i iz mreže na radnu stanicu teleradiologije. S obzirom na širinu radiologije i njenih subspecijalnosti, teleradiologija nam omogućava konzultaciju i mišljenje specijaliste iz pojedinog područja radiologije ili drugog područja medicine. Na taj način nalaz i mišljenje specijaliste možemo dobiti iz njegove kuće ili druge ustanove.

Uređaj za dijaskopiju (prosvjetljavanje)

Ima sve bitne dijelove rentgenskog uređaja, ali ima još i fluorescentni ekran (zaslon) smješten na stativu između bolesnika i liječnika koji vrši pregled.

Ekran je građen od tanke ploče radiotransparentnog materijala (aluminij, plastika, karton) na kojoj se nalazi fluorescentna folija s tankim slojem kristala fluorescentnog minerala (cinkov sulfid), a ispred nje je zaštitno olovno staklo, a sve to u metalnom okviru dimenzija 42 X 42 cm.

Olovno staklo štiti liječnika od rentgenskih zraka koje prolaze kroz tijelo bolesnika, a propušta svjetlosne zrake koje čine sliku na fluorescentnom ekranu. Debljina olovnog stakla je ovisna o snazi rentgenske cijevi, odnosno naponu rentgenske cijevi koji se koristi pri dijaskopiji. Tako je za dijaskopije s rentgenskom cijevi pod naponom od 100 kV potrebno zaštitno olovno staklo debljine 2 mm.

Izravne analogne metode

Mnogobrojne radiološke metode (tehnikе, procedure) koje u dijagnostičke svrhe koriste ionizirajuća i neionizirajuća zračenja (rendgenske zrake, ultrazvučne valove, elektromagnetske valove visoke frekvencije, itd.) mogu se podijeliti u tri osnovne skupine:

1. izravne analogne metode
2. neizravne analogne metode
3. digitalne metode

Izravne analogne metode

To su metode kod kojih rendgenska slika dijela tijela nastaje izravnim djelovanjem rendgenskih zraka na rendgenske fotomaterijale ili pak fluorescentni ekran.

Analogni signal (analogna dijagnostička informacija) je različiti stupanj zacrtnjenja rendgenskog filma ovisno o intenzitetu rendgenskih zraka kojima je bio izložen.

Analogna dijagnostička informacija na fluorescentnom ekranu rendgenskog uređaja je količina svjetlosti koja se oslobađa fluorescencijom ekrana izloženom izravnom djelovanju različito apsorbiranih (oslabljenih) rendgenskih zraka nakon prolaska kroz pregledavani dio tijela bolesnika.

Skupina izravnih analognih metoda se dijeli u dvije podskupine:

- izravnu radiografiju
- izravnu fluoroskopiju (dijaskopiju, prosvjetljavanje)

To je još uvijek najraširenija radiološka dijagnostička metoda kod koje rendgenska slika snimanog dijela tijela nastaje u fotosloju rendgenskog filma u procesu izlučivanja elementarnog srebra iz kristala srebrenog bromida.

Količina izlučenog srebra je proporcionalna energiji rendgenskih zraka koje su nakon prolaska kroz tijelo dospjele na rendgenski film. Kako je apsorpcija rendgenskih zraka u različitim tkivima i organima različita (ovisno o atomskom broju građevnih elemenata, gustoći tkiva, debljini snimanog dijela tijela i dužini valova rendgenskih zraka), to je i njihov učinak na kristale srebrnog bromida nejednak.

Izlučeno elementarno srebro (nakupine električki neutralnih atoma srebra) predstavlja nevidljivu (latentnu) sliku koja nakon fotografske obrade filma (razvijanja, fiksiranja, ispiranja i sušenja) postaje vidljiva rendgenska slika snimanog dijela tijela. Tako nastala slika ima različite stupnjeve zacrtnjenja ili prozirnosti koji odgovaraju različitoj gustoći izlučenih nakupina srebra.

Svjetlija područja rendgenskog filma odgovaraju dijelovima tijela koji su jače apsorbirali rendgenske zrake (kosti, patološke promjene s nakupinama vapna, itd.), a tamnija područja dijelovima tijela koji su slabije apsorbirali rendgenske zrake (plućno tkivo, plin u crijevima, organi i patološki procesi s tekućim sadržajem, itd.). Svjetliji dijelovi na filmu nazivaju se sjenama, a tamniji prozirnostima.

Prednosti radiografije u odnosu na rendgensku dijaskopiju ili prosvjetljavanje su bolji kontrast i oštrina slike, znatno veća mogućnost uočavanja različitih detalja i prostornih odnosa među sjenama različitih anatomskih i patoloških struktura. Rendgensku sliku moguće je promatrati na negatoskopu uz konzultaciju drugih radiologa, promatrati je pod pojačanom rasvjetom (u nekim slučajevima) te pregledavati s lupom, itd. Osim navedenoga, rendgenska slika služi za arhiviranje nalaza kao trajni dokument bolesti, što je važno kod ponavljanja istovrsnih pretraga, kod postupaka identifikacije, itd.

Izravna fluoroskopija (dijaskopija, prosvjetljavanje)

To je radiološka metoda pregleda kod koje se "slika" nekog dijela tijela (pluća, srca, želuca, itd.) promatra na ekranu rendgenskog uređaja. Ta je metoda ranije bila često primjenjivana, a danas je gotovo posve izbačena iz uporabe.

Ova metoda je indicirana u svim slučajevima kad je potrebno funkcionalno ispitivanje nekog organa (tonus srca, respiratorna pomičnost ošita npr.) ili

organskog sustava (akt gutanja, pasaža jednjaka, želuca, crijeva, itd.), jer omogućuje praćenje fizioloških pokreta organa.

Loše strane ove metode su za liječnika radiologa nužnost dugotrajne adaptacije očiju na rad u zamračenoj prostoriji (kod starih rtg. uređaja), a za bolesnika višestruko veće doze zračenja (ali i za liječnika!), te slabiji prikaz različitih anatomskih i patoloških detalja promatranog "objekta". Danas je ova metoda gotovo u potpunosti zamijenjena indirektnom fluoroskopijom.

Neizravne analogne metode

Neizravna fluoroskopija (indirektna fluoroskopija)

Uvedena je nakon otkrića elektronskog pojačala. Tu se rendgenska slika promatranog dijela tijela nastala na ekranu rendgenskog uređaja prenosi na elektronsko pojačalo, a s njega pomoću TV kamere na TV monitor ili videorekorder

Prednosti ove metode su: nekoliko tisuća puta povećana svjetlina slike, pa nije potrebna prilagodba liječnika na rad u zamračenoj prostoriji, smanjeno zračenje bolesnika, mogućnost prijenosa slike na velike udaljenosti (teleradiologija), itd.

U neizravne analogne metode ubraja se i **fluorografija** u koje se snimanje s ekrana rendgenskog uređaja na film vrši fotografskom ili kinokamerom. Metoda služi uglavnom za trijažu bolesnika (sistematsko snimanje pluća ugroženih skupina, uglavnom u nekim profesijama).

Prednosti su mogućnost obrade velikog broja bolesnika uz smanjene troškove rada, a nedostaci nešto veće zračenje bolesnika i slabija kvaliteta slike.

Digitalne metode

To su metode ili tehnike snimanja kod kojih rendgenska slika ne nastaje izravnim djelovanjem rendgenskih zraka na rendgenski film ili fluorescentni ekran rendgenskog uređaja, nego obradom digitaliziranih "ulaznih" analognih dijagnostičkih informacija.

U digitalnih se metoda analogne dijagnostičke informacije (strujni impulsi na izlazu iz detektora CT uređaja, električna struja koja nastaje nakon refleksije ultrazvučnih valova u sondi ultrazvučnog uređaja, različito osvjetljenje ekrana elektronskog pojačala slike kod digitalne subtrakcijske angiografije, visokofrekventni elektromagnetski valovi nakon magnetizacije tkiva kod magnetne rezonancije) digitaliziraju u analogno-digitalnom pretvaraču (pretvaraju u brojčane podatke), koji se nakon kompjutorske obrade u digitalno-analognom pretvaraču rekonvertiraju u odgovarajuću vizualnu sliku na ekranu CT uređaja, ultrazvučnog uređaja, magnetnog rezonatora, itd., ili se može snimiti na laserski film, itd. U najnovijih digitalnih uređaja (ravni matični detektor) dobiva se izravan prikaz digitalne slike na monitorima.

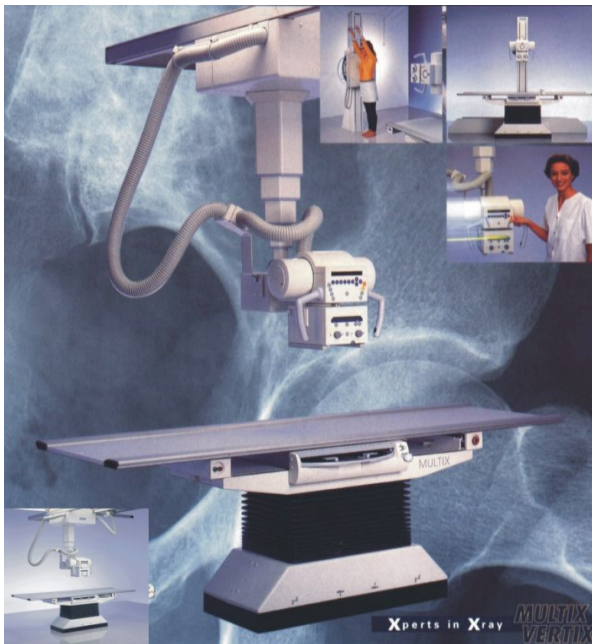
Pri ovoj tehnici prikaza digitalna je slika sastavljena od kvadratića (pixela), a oni su rezultanta "informacija" volumnih elemenata slike (voxela = pixel plus dubina sloja). Digitalna je slika sastavljena od digitalnog *matriksa* (tj. mreže jednakog

broja horizontala i okomica binarnih brojeva, binarni kod). Ovi brojevi predstavljaju vrijednosti u izvorištu analognih informacija, kao što su: jačina reflektiranog ultrazvučnog vala (kod digitalne ultrazvučne tehnike prikaza), intenzitet oslabljenih rendgenskih zraka nakon prolaska kroz tijelo pacijenta kod CT-a (atenuacija), odnosno jačinu magnetizacije tkiva kod magnetne rezonancije.

U skupini digitalnih tehnika razlikujemo:

1. **digitalnu radiografiju** s uporabom elektronskog pojačala
2. **digitalnu dinamičku radiografiju** s uporabom elektronskog pojačala
3. **izravnu digitalnu radiografiju** s uporabom ravnih detektora
4. **izravnu digitalnu dinamičku radiografiju** s uporabom ravnih detektora

Prednosti digitalnih metoda su: znatno veći kontrast slike, mogućnosti različitih mjerenja "gustoće" pojedinih dijelova snimanog objekta, različite rekonstrukcije slike, multiplanarni prikaz (kod MR-e), trodimenzionalni prikaz, različite volumetrije, arhiviranje slike na magnetni ili optički disk, virtualnu endoskopiju, teleradiološku razmjenu elektronskih podataka, itd.



Slika 59. Digitalni RTG uređaj

RENTGENSKI UREĐAJI ZA POSEBNE NAMJENE I SPECIJALNI RENTGENSKI UREĐAJI

Dijagnostički rentgenski uređaji prema namjeni mogu biti:

1. radiografski
2. dijaskopski
3. univerzalni dijagnostički uređaji
4. specijalni rentgenski uređaji (tomografski, mamografski, seriografski, itd.)

1. Uređaj za radiografiju (rentgenografiju)

To je rentgenski uređaj namijenjen samo za različita rentgenska snimanja. Ima sve bitne dijelove rentgenskog uređaja potrebne za izvođenje radiografije, samo nema fluorescentni ekran.

Prednosti radiografije: daje slike velike oštine koje omogućuju prikaz najsitnijih anatomskih i/ili patoloških detalja, dobra kontrastnost slike, mogućnost promatranja pod pojačanom rasvjetom ili lupom, mogućnost analize više radiologa (uzajamna konzultacija), a sve to uz smanjenu dozu zračenja bolesnika. Zbog navednih prednosti radiografija je još uvijek jedna od najraširenijih radioloških dijagnostičkih metoda u svijetu.

rentgenska slika je trajni dokument bolesti i može se koristiti za praćenje uspješnosti terapijskog postupka, pojavu komplikacija bolesti ili pogoršanja bolesti kroničnog karaktera (osteoartrize npr.). Zbog toga što predstavlja trajni dokument koristi se i u forenzičke svrhe (identifikacije stradalih itd.).



Slika 60. Rentgenski uređaj za radiografiju

2. Uređaj za dijaskopiju (prosvjetljavanje)

Ima sve bitne dijelove rentgenskog uređaja, ali ima još i fluorescentni ekran (zaslon) smješten na stativu između bolesnika i liječnika koji vrši pregled.

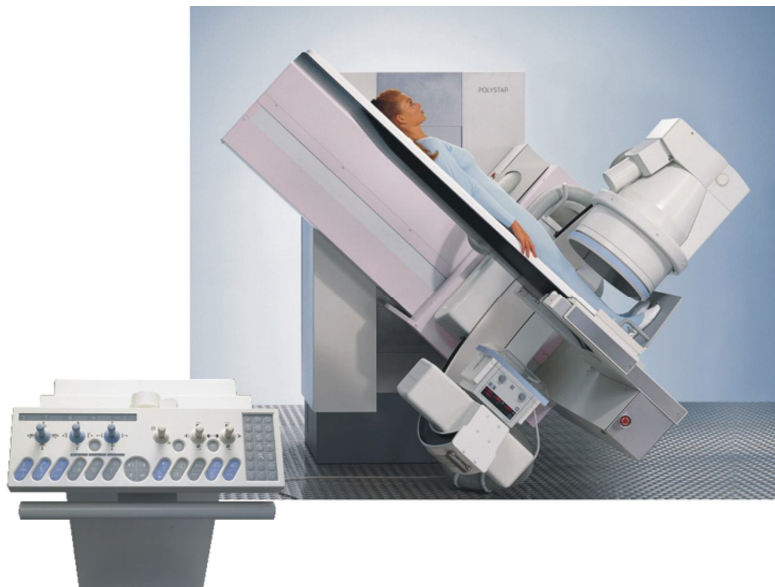
Ekran je građen od tanke ploče radiotransparentnog materijala (aluminij, plastika, karton) na kojoj se nalazi fluorescentna folija s tankim slojem kristala fluorescentnog minerala (cinkov sulfid), a ispred nje je zaštitno olovno staklo, a sve to u metalnom okviru dimenzija 42 X 42 cm.

Olovno staklo štiti liječnika od rentgenskih zraka koje prolaze kroz tijelo bolesnika, a propušta svjetlosne zrake koje čine sliku na fluorescentnom ekranu. Debljina olovnog stakla je ovisna o snazi rentgenske cijevi, odnosno naponu rentgenske cijevi koji se koristi pri dijaskopiji. Tako je za dijaskopije s rentgenskom cijevi pod naponom od 100 kV potrebno zaštitno olovno staklo debljine 2 mm.

Pomaci fluorescentnog ekrana su mogući u svim smjerovima i sinkronizirani s pokretima rentgenske cijevi.

Na ekranu se još nalaze: uređaji za ciljano snimanje odabranih detalja, odabir formata filma koji će se koristiti za ciljano snimanje, širenje i sužavanje dijagnostičkog snopa rentgenskih zraka, dizanje i spuštanje stola itd.

Postoje i dijaskopski aparati s komandnim uređajima izvan prostorije u kojoj je smješten aparat (teledirigirani aparati). Kod njih se sve radnje na aparatu mogu izvoditi kao da se liječnik nalazi u dijagnostičkoj prostoriji.



Slika 61. Dijaskopski RTG uređaj

Prednosti ovakvog uređaja su zaštita od zračenja radiologa i mogućnost praćenja pregleda za više osoba. Valja napomenuti da je korištenje ove vrste uređaja moguće samo uz uporabu elektronskog pojačala i televizijskog lanca.

Prednosti dijaskopije su:

- mogućnost praćenja fizioloških pokreta organa (srca, gutanja, peristaltike želuca i crijeva, itd.)
- utvrđivanje međusobnih odnosa pojedinih organa i sijela patoloških promjena
- utvrđivanje položaja frakturnih ulomaka kosti kod prijeloma,
- praćenje položaja katetera kod dijagnostičkih i intervencijskih postupaka, itd.

Nedostaci dijaskopije su:

- slabija mogućnost uočavanja detalja (sitnih anatomskih i patoloških struktura) zbog različitih neoštrina
- pregled ne predstavlja trajni zapis promjena
- višestruko veće doze zračenja (nekoliko stotina puta) bolesnika i liječnika.

3. Univerzalni dijagnostički uređaji

To su rentgenski aparati na kojima se podjednako kvalitetno mogu obavljati rentgenska snimanja (radiografije) i dijaskopija. Ova vrsta uređaja se osobito koristi u dijagnostici probavnog sustava te angiološkoj dijagnostici i intervencijskoj radiologiji



Slika 62. Univerzalni dijagnostički RTG uređaj

4. Tomografski rendgenski uređaj

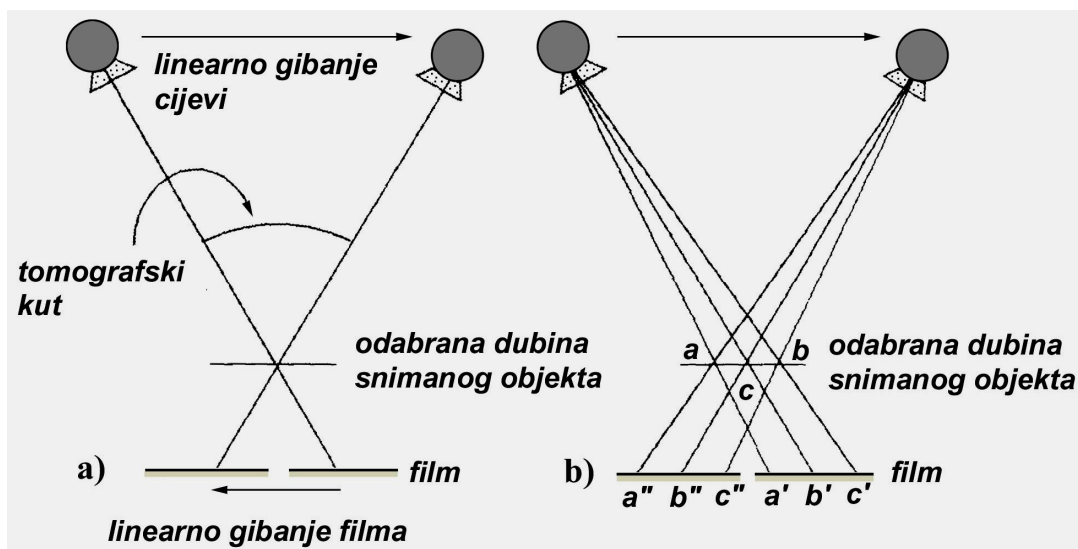
Slične je građe kao i drugi klasični rentgenski uređaji. **Posebno konstrukcijom** omogućen je istovremeni pomak rentgenske cijevi i filma u suprotnom pravcu dok bolesnik miruje. Pomaci cijevi su mogući na razne načine (linearno, policiklično, kružno itd.), pa su prema tome i nazvane različite vrste tomografije: linearna, hipocikloidna, kružna, eliptična itd., a u nas je uvriježen naziv **dubinsko ili slojevno snimanje**.

Na standardnim rentgenskim slikama sjene različitih anatomskih i patoloških struktura se međusobno preklapaju i “padaju” na isto mjesto filma (sumacijska snimka!). To je često ograničavajući čimbenik za preciznu lokalizaciju i vjerni prikaz promjena o čemu ovisi pouzdanost radiološke dijagnostike.

Tomografskom metodom snimanja “brišu” se sve anatomske i patološke strukture izvan odabrane dubine sloja koju prikazujemo, a sve strukture koje se nalaze u odabranoj ravnini oštro su prikazane.

Što je veći kut gibanja rentgenske cijevi i filma (*tomografski kut*), to je veća mogućnost prikaza tanjih slojeva (sve do 1 mm debljine) i obrnuto što je taj kut manji, to je veća debljina sloja snimanog dijela tijela

Ako je taj kut ispod 10o dobivaju se deblji tomografski slojevi, a ta vrsta tomografije naziva se *zonografija*. Ona se primjenjuje za rentgenski prikaz dijelova tijela koji imaju nisku prirodnu kontrastnost (pluća npr.), a koristi se tomografski kut između 1 i 5 stupnjeva



Slika 63. Princip tomografije

a) linearno gibanje rentgenske cijevi i filma u suprotnim pravcima

b) svi se detalji (točke a, b i c) odabranog sloja snimanja pri pomicanju rentgenske cijevi projiciraju uvijek na isto mjesto rentgenskog filma (a', b', c' u prvom položaju cijevi, te a'', b'' i c'' u drugom položaju cijevi) te su veoma oštro prikazani

Danas su u upotrebi i tzv. “*elektronska tomografija*” koja ne koristi mehanički oslonac za određivanje dubine sloja, već to postiže elektronskim uređajem koji sinkronizira putanju rentgenske cijevi i kasete s filmom.

U rtg uređaje za klasična radiološka snimanja, ugrađuje se dodatak za linarnu tomografiju. Način rada linearne elektronske tomografije je u osnovi isti kao i kod već poznatih rtg uređaja samo što se ne koristi držač za mehaničko povezivanje rtg cijevi i Bucky rešetke.

U elektronske tomografije se elektronički sinkronizira pomak rtg cijevi i Bucky rešetke a dubina i debljina sloja se dobiva programiranjem dužine puta Bucky rešetke i rtg cijevi, te visini sjecišta osi puta rešetke i rtg cijevi.

Radiofotografija (stari naziv fluorografija)

To je metoda snimanja rentgenske slike s fluorescentnog ekrana rentgenskog uređaja na film fotografskim aparatom. Dobivena slika na filmu je znatno umanjena (film formata 10 x10 cm) i nikad ne odgovara pravoj veličini snimanog dijela tijela. Najčešće se koristi Odelca-sustav, a metoda se primjenjuje za sistematske preglede pluća, odnosno trijažu bolesnika.

Prednosti metode su veliki kapacitet pregleda u jedinici vremena i niska cijena koštanja, a nedostaci slaba oštrina i kontrastnost snimke te višestruko veće zračenje bolesnika u odnosu na klasičnu radiografsku pretragu.

U novije vrijeme umjesto klasičnog radiofotografskog sustava, sve više je u primjeni digitalizirani sustav (Digidelca i Digidelca-C) koji pored mogućnosti obavljanja većeg broja pregleda daje slike visoke kvalitete koje se mogu lako kopirati i pohraniti na disk.

Rentgenska kinematografija

To je rentgenski uređaj koji omogućuje vjeran prikaz organa pri fiziološkim pokretima različite brzine (jednjak, srce itd.). Metoda može biti:

- izravna (starije tehnike)
- neizravna-indirektna

U neizravnih metode TV kamera je zamijenjena kino kamerom postavljenom izravno na elektronsko pojačalo rentgenskog uređaja.

Rentgenski kinematografski sustav ima pulsni generator sinkroniziran s kinokamerom, a mogućnosti snimanja su 90 do čak 150 slika u sekundi. Kinoradiografska slika je monitorirana na TV ekranu koji se uobičajeno koristi za dijaskopiju.

Stereoradiografija

To je metoda trodimenzionalnog (prostornog) prikaza snimanog objekta. Izvodi se snimanjem dviju identičnih rentgenskih snimaka istog dijela tijela s pomakom rentgenske cijevi za širinu razmaka (oko 7 cm) zjenica oka. Nakon toga snimke se promatraju posebnim uređajem nazvanim stereoskop, koji se sastoji od ugrađenih leća, prizmi, ogledala i kombinacija ovih optičkih naprava.

Pretraga je osobito korisna za preciznu lokalizaciju stranih tijela i određivanje položaja kalcificiranih lezija u jako zasjenjenim dijelovima snimljenog organa (mikrokalcifikati dojke npr!). Ova metoda traži iskustvo u radu i strpljivost. Bolesnik je izložen većoj dozi zračenja jer se dva puta izlaže djelovanju rentgenskih zraka.

Dentalni uređaji

Dijelimo ih u dvije osnovne grupe:

1. Rtg uređaje za pojedinačne dentalne snimke
 - klasični dentalni rtg uređaji
 - digitalni dentalni rtg uređaji
2. Rtg uređaji za panoramske dentalne snimke
 - klasični dentalni rtg uređaji za panoramske snimke
 - digitalni dentalni rtg uređaji za panoramske snimke
 - digitalni rtg uređaji za dobivanje dentalnih snimki



Slika 64. A) Dentalni digitalni uređaj za panoramsko snimanje; B) Digitalni dentalni uređaj za pojedinačne snimke zubiju.

Digitalni rtg uređaji za dobivanje dentalnih snimki

Kao posebnu grupu uređaja možemo izdvojiti rtg uređaje koji se koriste u radiologiji a kao dodatak imaju opcije za dobivanje snimki iz područja stomatologije.

Tako na primjer uređaj za kompjutoriziranu tomografiju (CT) sa software-om za dental u potpunosti zamjenjuje panoramsku dentalnu snimku a kod nekih

dijagnostičkih zahtijeva je isključivi način za dobivanje snimki iz područja stomatologije. Isto tako opcija 3D se koristi za potrebe maksilofacijalne i estetske kirurgije.

Pokretni rtg uređaji

Dijelimo ih na dvije osnovne grupe:

- pokretni rtg uređaji za snimanje
- pokretni rtg uređaji za snimanje i dijaskopiju

Pokretni rtg uređaji za snimanje

Ovaj tip rtg uređaja koristimo za dobivanje snimki pacijenta u intenzivnim njegama i prostorima hitnih prijema i trumatologije. Prednosti ovih uređaja su u njihovoj pokretljivosti i korištenju napona iz standardnih utičnica.

Ovisno o vrsti medija koji koristimo za dobivanje snimki, film ili fosforne ploče, sa ovim uređajima možemo dobiti klasične radiološke snimke ili digitalne snimke koje možemo obrađivati na radnim stanicama. Ograničavajući čimbenici ovih aparata su njihova snaga (10, 16, 20, 30, 32 kW) i snimanja bez pokretne Bucky rešetke te se ne mogu koristiti za sva radiološka snimanja.



Slika 65. Pokretni RTG uređaj

Pokretni rtg uređaji za snimanje i dijaskopiju

Ovaj tip rtg uređaja koristimo za dobivanje dijaskopske slike i rtg snimki u operacijskim dvoranama svih specijalnosti (kirurgija, neurokirurgija, traumatologija, ortopedija, urologija itd.), kao i prostorima hitnih prijema.

U osnovi razlikujemo uređaje po veličini elektronskog pojačala, snazi uređaja, te primjeni u pojedinim specijalnostima medicine (stropna fiksna C – luk izvedba, portabilna C – luk izvedba, portabilna izocentrična C – luk izvedba). Isto tako s obzirom na način nastajanja dijaskopske slike uređaji mogu biti analogni ili digitalni.

Većina digitalnih uređaja koristi se velikim brojem programskih opcija koje olakšavaju rad i poboljšavaju kvalitetu slike te smanjuju doze zračenja kako za pacijente tako i za osoblje.

Uz mogućnost prijenosa slike na druge radne stanice, arhiviranje istih na tvrdim diskovima ili printanja na laser printerima, na svakom uređaju može se napraviti i snimka sa klasičnim filmom.

Seriografski uređaj

Pripada povijesnim specijalnim rentgenskim tehnikama.

Seriografskim uređajem snima se veći broj snimaka u jedinici vremena u jednoj ili dvije ravnine. Mogućnosti snimanja su 6 do 12 snimaka u sekundi, a uređaj se koristio u angiografskoj dijagnostici. Ova vrsta uređaja danas je potpuno zamijenjena specijalnim digitalnim angiografskim uređajima.

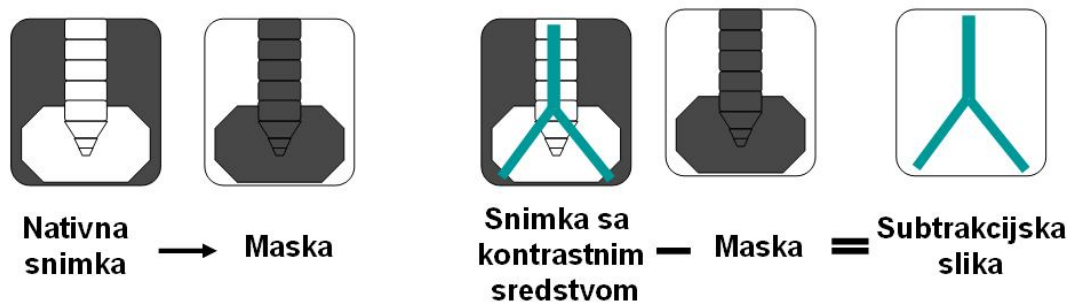
Univerzalni angiografski uređaj je složeni rentgenski sustav koji se sastoji od:

- visokofrekventnog generatora (snage 80 do 100 kW)
- automatskog izmjenjivača filmova (najnoviji uređaji su bez njega)
- stola za bolesnika
- specijalne rentgenske cijevi s velikom toplinskim kapacitetom (brzo rotirajuća rentgenska cijev s tekućim metalnim ležajem i tri fokusa: 0,1; 0,3; 0,6 mm)
- visokorezolucijski televizijski sustav s digitalnom kamerom i/ili digitalnim kinoprogramom (DCM) s maksimalno 12,5 do 50 slika u sekundi
- sustav još ima automatsku štrcaljku, uređaj za praćenje fizioloških funkcija tijela za vrijeme pregleda te uređaj za fotografsku obradu i arhiviranje slika

Digitalna subtraksijska angiografija – DSA

DSA, poput fotografske subtraksije nastoji pojačati kontrastnost između vremenski prolazno obojenih struktura – kontrastom obojene krvne žile, i vremenski stalno obojenih struktura – kosti i meko tkivo.

Iz nativne snimke ispitivanog dijela tijela inverzijom se napravi maska. Na snimku s kontrastnim sredstvom superponira se dobivena maska. Na taj način stalno obojene strukture se brišu, dok se ističu prolazno obojene krvne žile (*Slika 66.*).



Slika 66. Shematski prikaz subtrakcije

Postupak pri digitalnoj subtrakciji znatno je složeniji. Za njezinu realizaciju potrebna je:

- Kompjuterizirana tehnologija
- Visokokvalitetni lanac za stvaranje slike

U upotrebi su dva sustava:

1. Integralni sustav
2. Priklučni sustav

Integralni sustav sastoji se od rentgenskog aparata i uređaja za dobivanje slike. Ovaj sustav proizvodi sliku visoke dijagnostičke vrijednosti.

Priklučni sustav sastoji se od sustava za uzimanje TV signala sa sustava za prosvjetljavanje kojeg digitalizira. Ovaj sustav moguće ga je priključiti na druge uređaje. Ova kombinacija zahtijeva kompliciranu sinhronizaciju svih karika u lancu i danas se sve više napušta.

Za DSA koriste se **višefrekventni generatori** snage 80 do 100 kW sa pulsnom dijaskopijom. Tijekom čitave serije mora stvarati ekspozicije jednakog intenziteta. To se postiže trajno potencijalnim ili trofaznim generatorima.

U takovih generatora može se birati između:

1. Zadržavanja vrijednosti kilovata a povećavanja vrijednosti miliampera
2. Linearnog povećanja jednih i drugih električnih vrijednosti
3. Odabir pojedinih električnih vrijednosti prema želji

Karakteristike **generatora** zahtijevaju jače i izdržljivije zračnice. Zračnice moraju omogućiti veći broj ekspozicija visokog intenziteta u kratkom vremenu. To je postignuto velikom protočnošću velikim toplinskim kapacitetom.

U **rendgenskih zračnica za DSA** anoda je povećana i rotira na ležaju od tekućeg metala brzinom rotacije od 9 000 do 15 000 okretaja u minuti. Zračnica ima tri fokusa. Najmanji fokus je 0,3 mm i koristi se za prosvjetljavanje, što bitno smanjuje dozu zračenja.

Elektroničko pojačalo sa cezijevim jodidom je jedan od najvažnijih karika u lancu DSA. Pojačalo apsorbira dio upadnih rentgenskih fotona i stvara svjetlost koja je proporcijonalna broju fotona. Dobro pojačalo mora imati mogućnost prihvata 1/1 000 000 000 ekspozicije bez gubitka rezolucije i kontrasta.

Od svjetla što ga stvara pojačalo televizijska kamera proizvodi elektronički videosignal.

Šum je pojava koja prekriva signal. Odnos šuma i signala (SNR) predstavlja odnos između voltaže signala i voltaže šuma. Iz tog razloga najvažniji tehnički zahtjev u razvoju DSA dobiti što bolji odnos SRN. To se postiže uzastopnim ili progresivnim videoskeniranjem nakon rtg ekspozicija kratkog pulsa. U ovakovih aparata pulzirajuća rendgenska zračnica daje ekspoziciju u fiksnim vremenskim razmacima. Nakon završenog pulsa jedan televizijski *frame* digitalizira se za svaku sliku. U nizu se uzastopno skeniraju linije televizijskog cilja.

Na ovaj način postiže se značajno skraćenje ekspozicije i smanjenje artefakata nastalih pomicanjem.

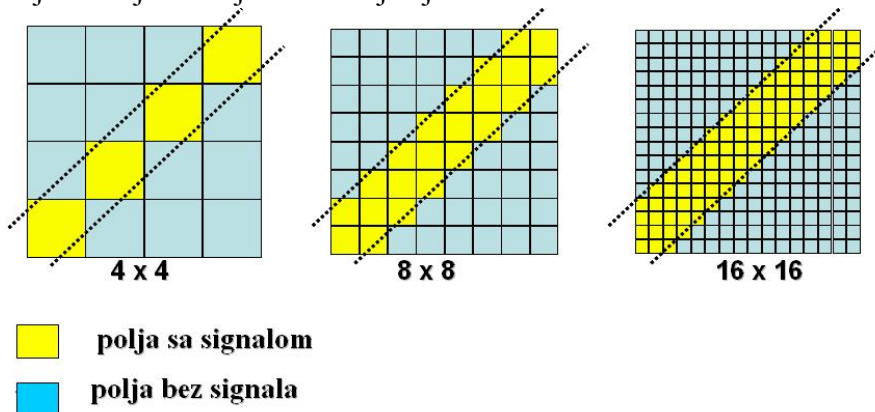
Za smanjivanje rasipanja u aparata sa biplanskom DSA nužna je izmjena pulseva dvije cijevi. Ova metoda postavlja stroge zahtjeve šuma kako na televizijskoj kameri tako i na analogno-digitalnom konvektoru. Kamere sa visokim SNR – 1000:1, znatno umanjuju video šum. Za skraćenje vremena ekspozicije koristi se visoka ampreraža, što pak zahtijeva upotrebu generatora većeg kapaciteta i posebne rendgenske zračnice.

Analogno – digitalni pretvarač koji pretvara analognu sliku sa sekundarnog zaslona u digitalnu sliku jest konverter velike brzine sa 10 – 14 bitnom rezolucijom. Ovaj pretvarač pri 13 bita omogućava 8129 različitih vrijednosti rezolucija. Mogućnost brzine obrade podataka sinhronizirana je sa generatorom. Na rasteru 512x512 A-D pretvarač digitalizira 15-30 frama na sek. a na rasteru 1024x1024 25-50 frama na sek. Da bi slika mogla biti prikazana na monitoru 8 – bitni digitalno analogni konvektor pretvara dobivenu digitalnu sliku ponovno u analognu sliku.

Digitalni procesor slike ima važnu ulogu za subtrakciju i pojačavanje slike. Glavna mu je funkcija:

- Digitalizacija TV frama
- Spremanje digitalne slike
- Prikazivanje digitalne slike na monotoru i filmu
- Mogućnost evaluacije dobivene slike

Matriks procesora slike sastoji se od pravokutnih elemenata – pixel-a. Njegova veličina definirana je brojem pixel-a na stranici slike. Novi sustavi koriste matriks 1024 x 1024. Veći matriks osigurava bolju geometrijsku rezoluciju, bolji prikaz manjih detalja te bolju diferencijaciju sive skale.



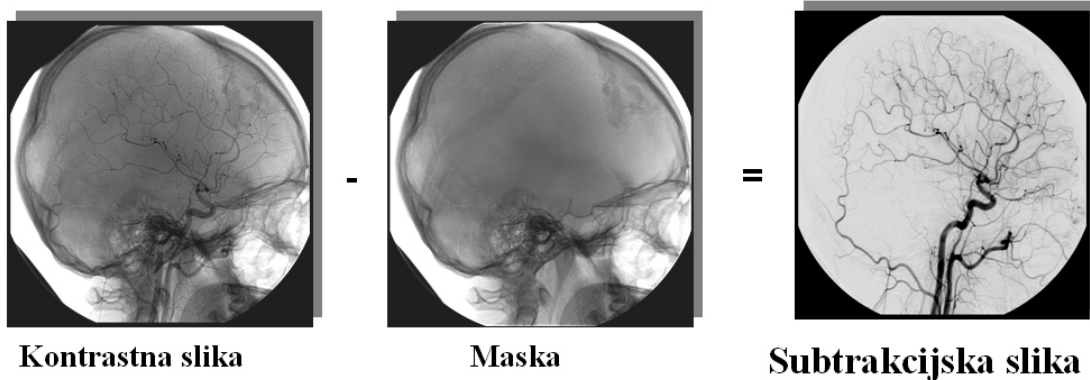
Slika 67. Rezolucija matriksa slike. Povećanjem broja piksela smanjuje se broj polja bez signala.

Slikovni procesor

Za digitalnu subtrakciju koriste se:

1. temporalna subtrakcija
2. energetska subtrakcija
3. hibridna subtrakcija

1. Temporalna subtrakcija koristi masku od jedne slike ili integrirane serije slika i subtrahira je sa kontrastnom slikom dobivenom u kasnijem dijelu lanca.



Slika 68. Prikaz temporalne subtrakcije

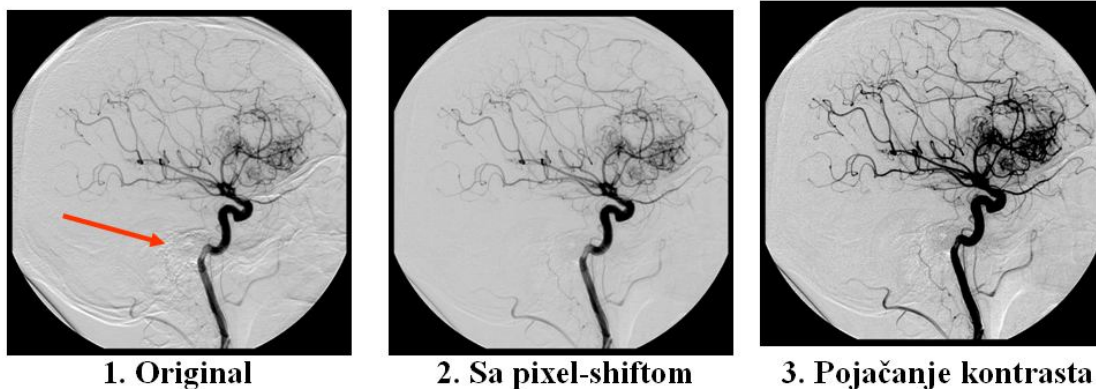
2. Energetska subtrakcija koristi se isključivo eksperimentalno i to pri upotrebi visokih i niskih energija rentgenskih zraka. Nakon ovakove subtrakcije slika sadrži kost i krvnu žilu, međim to nije od koristi jer superponirana kost otežava analizu krvne žile.

Artefakti gibanja predstavljaju najveći problem temporalne subtrakcije dok smanjena osjetljivost na gibanje predstavlja prednost energetske subtrakcije. Smanjena osjetljivost na gibanje posljedica je malog vremenskog razmaka između šiljaka slika visokih i niskih kilovolta.

3. Hibridna subtrakcija je kombinacija šiljaka slika niskih i visokih kilovolti. Princip hibridne subtrakcije sastoji se u dobivanju para slika šiljaka niskih i visokih kilovolta prije dolaska kontrastnog bolusa. Kombinacijom ovih slika meko tkivo se poništava dok kost ostaje neponištena. Kada se bolus kontrastnog sredstva nađe u krvnoj žili proces se ponavlja. Ova druga energija sadržava signal žile ispunjen kontrastnim sredstvom. Subtrakcijom dviju energetski različitih slika dobije se slika same krvne žile ispunjene kontrastnim sredstvom. Meko tkivo poništeno je u svakoj energetski različitoj slici. Gibanje tkiva između prije i poslijekontrastne ekspozicije neuzrokuje artefakte neželjenih gibanja. Zbog multiplih operacija, ovom željenom redukcijom senzitivnosti pokreta, bitno se reducira SNR kontrastom ispunjene slike.

Slikovni procesor

Na slici DSA česti su artefakti “lošeg prijema”. Posljedica su nenamjernih pokreta bolesnika nastalih u vremenu između uzimanja maske i kontrastne slike. Artefakti uzrokovani malim pokretima mogu se smanjiti ponovnom registracijom promjene vrijednosti piksla – *pixel shift*. Na taj način mogu se promijeniti piksel informacije u okomitom, horizontalnom i kosom smjeru. Promjena piksel informacije dovodi do poboljšanja odnosa maska – kontrastna slika.



Slika 69. Obrada slike u slikovnom procesoru: **1.** Dosta artefakata u području baze nastali pokretom glave; **2.** Nakon upotrebe pixel-shifta artefakti su potpuno uklonjeni; **3.** Obrada slike u postprocesoru – pojačavanje kontrasta.

Spremanje slikovnih podataka

U digitalnom obliku slike mogu biti pohranjene na digitalnom disku a u analognom obliku na analognom disku. Na digitalnom disku sve informacije ostaju digitalizirane, a gubitak vrijednosti slike je minimalan. Pohranjene slike mogu se brzo u nizu prikazati i odabrati najbolju subtrahiranu sliku.

Za trajni prikaz konačna slika pohranjuje se na film multiformat-kamerom ili laser-kamerom. Danas je za zapis digitalne slike, kao standardni protokol, dogovoren **DICOM 3.0 protokol**.

Postprocesor

Postprocesor nalazi se u glavnom računalu i omogućava brojne operacije.

1. Windowing program omogućava biranje prozora kojim se gleda dubina piksela čitave slike.

2. Program za uvećanje slike omogućava da se sve uvećane strukture jasno prikažu bez gubitka rezolucije. Uvećane slike paniranjem mogu se pomicati tako da se i rubni djelovi, koji radi uvećanja nisu vidljivi, mogu prikazati na ekranu.



Original

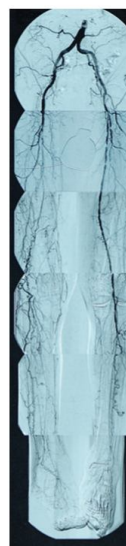
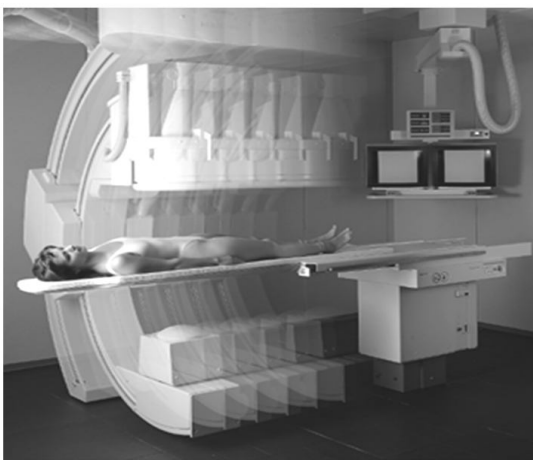


2 x Zoom

Slika 70. Uvećanje slike u postprocesoru.

3. Program za naglašavanje rubova koristi se za isticanje krvnih žila od okolnih struktura. Izvodi se prilagodbom piksela oko rubova krvne žile. Obradena krvna žila bolje se ističe od okolinih struktura.

4. Peristeping koristi se za snimanje krvnih žila ekstremiteta. U ovom programu odredi se broj polja snimanja. Tijekom uzimanja maske uzimaju se električne vrijednosti za svako pojedinačno polje. Nakon uzete maske aplicira se kontrastno sredstvo a snimanje se provodi u koracima. Svaki korak se subtrahira. Iz dobivenih podataka može se napraviti **Long leg** rekonstrukcija na kojoj su prikazane sve arterije ekstremiteta na jednom filmu (**Slika 71.**).

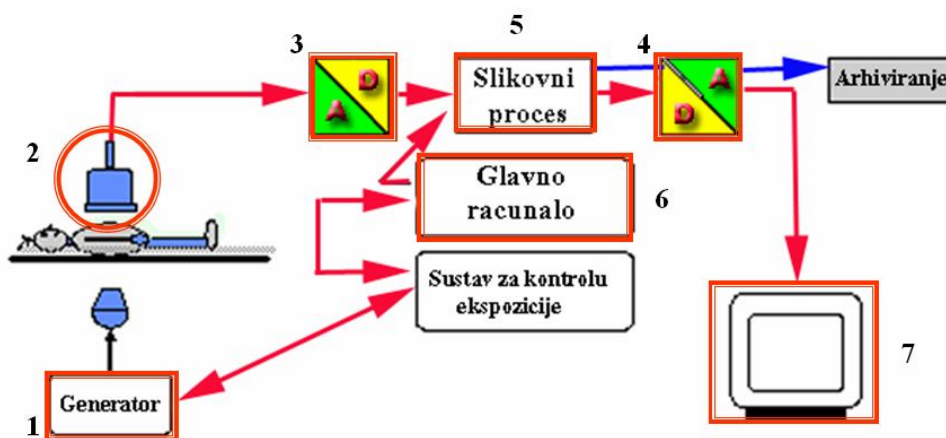


Slika 71. Princip peristepinga

5. Dinamička ili rotacijska angiografija primjuje se u dijagnostici neurovaskularne patologije. Mjeranja se izvode prilikom aksijalne rotacije C luka. Mogućnost rotacije luka je od 60° - 180°. Nakon uzete maske aplicira se kontrastno sredstvo. Snimanje se provodi pod istim kutovima pod kojima je uzeta maska. Svaka snimka je subtrahirana. Za razliku os DSA pri rotacijskoj angiografiji potrebna je veća količina kontrastnog sredstva. Kvaliteta slike direktno je povezana sa brzinom protoka krvi i stupnjem rotacije.

6. Sa 3D angiografija bolje se mogu odrediti dužina, promjer i volumen krvne žile te njezine promjene. Ima veliku vrijednost u određivanju terapijskog pristupa i procijeni terapijskog učinka. Omogućava točnu prostornu orijentaciju. 3D olakšava planiranje kirurškog zahvata.

7. Virtualna angioskopija je najnovija opcija DSA postprocesora. Ova opcija omogućava navigaciju kroz krvnu žilu. Osim vanjskog morfološkog pregleda radi se i virtualni endoskopski pregled unutrašnjosti krvne žile. Od neobične je važnosti u dijagnosticiranju i liječenju aneurizmi te planiranju i procijeni uspjeha pri postavljanju stent-grafta.



1. Generator

2. Elektronsko pojačalo

3. Analogno digitalni pretvarač

4. Digitalno analogni pretvarač

5. Slikovni procesor

6. Računalo

7. Uređaj za prikaz slike

Slika 72. Shemazski prikaz Integralnog sustava DSA



Slika 73. Modni DSA uređaj

Automatska štrcaljka

Najjače razrijeđenje kontrastnog sredstva nastaje kada se kontrast uštrca u krvnu žilu. Odnos razrijeđenja ovisi o:

1. Brzini krvnog protoka kroz krvnu žilu
2. Količini uštrcanog kontrastnog sredstva
3. Brzini uštrcavanja kontrastnog sredstva

Brzina injiciranja obrnuto je proporcijalna viskoznosti kontrastnog sredstva. Viskoznost opada sa povećanjem temperature te se kontrastno sredstvo injicira zagrijano na 38°C.

Promjer angiografskog katetera, njegova dužina te broj postraničnih otvora u uskoj su vezi sa brzinom protoka kontrastnog sredstva. Povećavanjem lumena katetera na uštrb debljine stijenke, skraćanjem dužine katetera te većim brojem postraničnih otvora raste brzina protoka kontrastnog sredstva.

Za optimalni prikaz krvnih žila automatska štrcaljka od neobične je važnosti. Na automatskoj štrcaljki nalazi se programator tlaka s rasponom od 75 do 1200 PSI. Vrijednosti tlaka se odabiru prema vrsti katetera. Odabrana vrijednost tijekom injiciranja je konstantna što sprječava pucanje katetera.

Za dobar prikaz krvnih žila važno je vrijeme početka injiciranja kontrastnog sredstva. Na programatoru štrcaljke postoji mogućnost programiranja početka uštrcavanja. Sa uštrcavanjem kontrastnog sredstva može se započeti od 0-300 sec prije "**Scan delay**" ili poslije "**X-ray delay**" prve ekspozicije.

Brzina uštrcavanja predstavlja bitan čimbenik kvalitete dobivene DSA slike. Na programatoru se mogu odrediti brzina uštrcavanja - "**Flow rate**" od 0,1 – 40 ml/sec, količina kontrastnog sredstva koja će biti uštrcana - "**Volume**" 01 ml do

maksimalnog volumena štrcaljke, te vrijeme trajanja uštrcavanja kontrastnog sredstva **“Duratio”**.

Nagli porast tlaka može izbaciti kateter iz krvne žile u koju je selektivno postavljen. Automatska štrcaljka ima mogućnost postupnog podizanja tlaka - **“Rate rise”** – 0 – 10 sec, čime se stabilizira kateter.

Uz to postoji i mogućnost programiranja jedne do četiri vremenske faze apliciranja kontrastnog sredstva - **“Number of phases”**, te memoriranje 45 različitih protoka apliciranja kontrastnog sredstva - **“Memory capacity”**.



Slika 74. Automatska štrcaljka

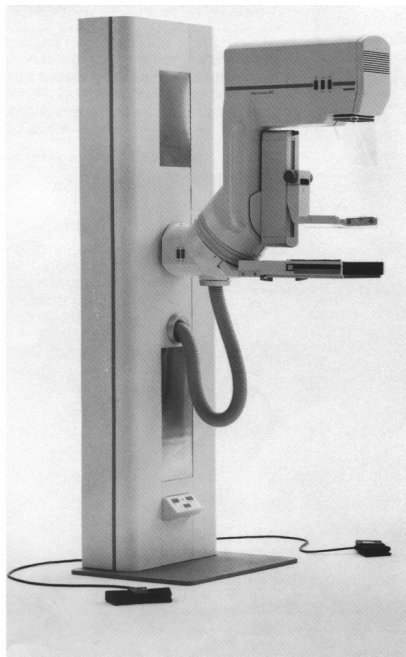
Uređaj za mamografiju

Mamografske uređaje danas općenito dijelimo na:

1. klasični mamografski uređaj sa sustavom film-folije
2. uređaj za mamografiju s digitalnom ciljanom mamografijom (digital spot mammography)
3. računalna (kompjutorska) mamografija - sustav digitalizacije s fosfornih ploča (full field digital mammography)
4. digitalna mamografija - mamografija s ravnim detektorima (digital mammography)

Na svim ovim mamografskim uređajima može se ugraditi dodatak za stereotaksijsku biopsiju dojke (dijagnostičku, PHD, itd.)

Dojka je mekotkivni organ građen od tkiva niske gustoće (0,9 do 1,0 g/cm³) i elemenata niskog atomskog broja, zato je apsorpcija rentgenskih zraka u tkivu dojke veoma slaba, pa uobičajenim uvjetima snimanja dobivene snimke ne bi imale dovoljnu oštrinu i kontrastnost za valjanu radiološku analizu. Zbog toga je postupak snimanja potrebno prilagoditi tehnici snimanja mekih česti. To se postiže rentgenskim cijevima specijalne konstrukcije koje emitiraju rentgenske zrake male energije, približno oko 20 keV. Nepovoljna strana primjene ovih zraka je visoka apsorpcija, i zbog toga relativno visoka doza zračenja dojke. Brojnim tehničkim poboljšicama danas su doze zračenja smanjene s nekoliko desetaka mGy (prije 20 do 30 godina) na manje od 1 mGy po snimci.



Slika 75. Mamografski uređaj je specijalno građen rentgenski aparat za snimanje dojki.

Mamografski uređaj se sastoji od posebnog generatora koji proizvodi struju napona na rentgenskoj cijevi od 25 do 35 kV, specijalno građenih rentgenskih cijevi i specijalnih filmova.

Najvažnija je odgovarajuća konstrukcija rentgenske cijevi. U modernim mamografskim aparatima koriste se dvije vrste rentgenskih cijevi. Jedna od najčešćih ima anodu građenu od *molibdena* (molibdenska cijev) i tanki filter od molibdena. Kod ove

cijevi iskorišten je poznati princip fizike prema kojem se filtracijom rentgenskih zraka istim materijalom od kojeg je građena anoda dobivaju rentgenske zrake male energije, karakteristične upravo za taj materijal (karakteristične zrake). Srednja valna dužina tih zraka je 0,7 Angstrema i približno odgovara energiji od 19,5 keV. Prozor ove rentgenske cijevi je građen od radiotransparentnog berilija koji lako propušta zrake male energije. Ova rentgenska cijev je pogodna za snimanje **dojki manjeg i srednjeg volumena**, ali ne i dojki većeg volumena za koje su potrebne meke, ali ipak prodornije rentgenske zrake.

Druga vrsta mamografske cijevi ima anodu od volframa i filter od paladija ili rodija, a njen prozor je građen od pyrex stakla. Ova cijev emitira rentgenske zrake približno energije 24 keV, te je pogodna za snimanje dojki **većeg volumena**.

Treća vrsta cijevi (najnovije generacije, konstruirana 1992.godine) ima dvostruku anodu (anodni žaršni prsten od dva različita materijala) i filter od istog materijala: molibden-molibden i rodi-rodij.

Prednost ovih cijevi je u tome da su pogodne za snimanje dojki bez obzira na veličinu, a doze zračenja su smanjene i do 40% u odnosu na druge cijevi.

Zajednička karakteristika svim mamografskim cijevima je rotirajuća anoda s malim žarištem (od 0,1 mm do 0,6 mm).

Mogućnosti snimanja nativnih mamograma su:

1. izravno eksponiranje mamografskog filma
2. snimanje na sustavu film-folije
3. snimanje na metalnu ploču presvučenu poluvodičem (npr. selenom, *kseromamogram*)

Zbog veoma slabog prirodnog kontrasta anatomskih i patoloških struktura dojke, za nativnu mamografiju je potreban film naročito velike osjetljivosti.

Tehnološkim razvojem uređaja za automatski prekid ekspozicije postignuta je optimalna vrijednost ekspozicije za dojke neovisno o veličini i prirodnoj gustoći tkiva. To predstavlja veliku prednost u odnosu na individualno "ručno" određivanje električnih uvjeta snimanja, te se eliminira mogućnost pogreške i potrebe ponavljanja nativnih mamograma

Za postizanje kvalitetnih nativnih mamograma, osim navedenoga veoma je važna primjena kompresije dojke u optimalnoj mjeri. To se postiže korištenjem automatskih uređaja za kompresiju dojke. To se može postići i ručnim namještanjem snage kompresije (kp), što se radi kod snimanja dojki sa silikonskim implantima. Primjenom kompresije postiže se puno veća rezolucija slike (bolja oštrina slike), a značajno se smanjuje i količina raspršenog zračenja (čak do 50%!).

Magnifikacijska mamografija

Povremeno se primjenjuje kod mamografije u analizi mikrokalcifikata i malih lezija dojke. Pri ovom snimanju koristi se uvećanja za 1,5 X. Veća uvećanja rijetko se koriste.

Za izvođenje potrebna je posebna naprava pomoću koje se dojka stavlja na povećanu udaljenost od filma, te adekvatna kompresija i mali fokus anode. Nedostaci ove metode je dvostruko veća doza zračenja bolesnice te nemogućnost prikaza cijele dojke.

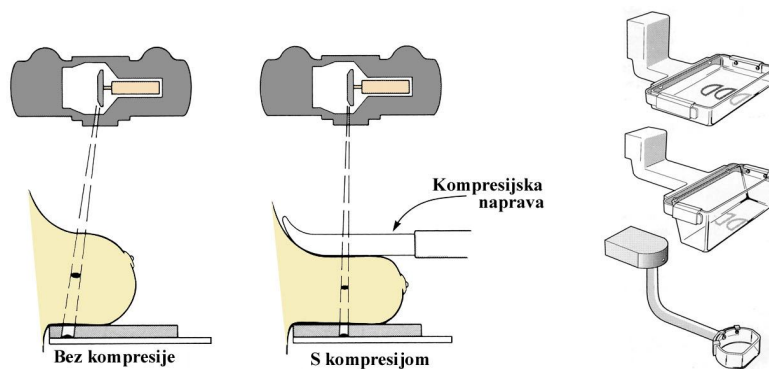
Nativna mamografija je najučinkovitija neinvazivna metoda pregleda dojki s velikom osjetljivošću u detekciji klinički okultnog raka dojke.

Redovni godišnji mamografski pregled dojki žena starijih od 50 godina mogu smanjiti smrtnost od raka dojke 30 do 50%.

Snimanje se vrši posebnom mamografskom aparaturom, a koriste se specijalni mamografski filmovi, jednoslojni ili dvoslojni. Prije eksponiranja stavljaju se u specijalne kasete s odgovarajućim folijama. Uglavnom se primjenjuju ortokromatski filmovi osjetljivi na zeleno svjetlo uz folije elemenata rijetkih zemalja (lantanidi ili gadolinijev oksisulfid).

Dojku treba snimiti najmanje u dva smjera i to u kraniokaudalnom i profilnom (mediolateralnom ili lateromedijalnom). Na filmu dojka mora biti prikazana sve do pektoralnog mišića, a na profilnoj slici treba prikazati aksilarni nabor.

Dojka se komprimira posebnim kompresorskim napravama od prozirne plastike, a jačina kompresije određuje se ručno ili automatskim uređajem (maksimalno do 10 kp). Kompresija omogućava veću oštrinu i kontrastnost (prikaz mikrokalcifikata) uz smanjenje zračenje bolesnice (**Slika 76.**).



Slika 76.
Kompresijske
naprave

Pri sumnji na mikrokalcifikate ili okultne karcinome može se raditi mamografija s uvećanjem (magnifikacija).

Za dobru nativnu mamografiju potrebna je dobra kontrastnost slike i oštrina slike. Dobra kontrastnost slike postiže se snimanjem rentgenskim zrakama male energije ("mekim" rentgenskim zrakama), dok se dobra oštrina rentgenske slike dojki postiže se uporabom rentgenskih cijevi s malim fokusom i specijalnim rentgenskim filmovima i folijama.

Kod mamografije koriste se ortokromatski filmovi (osjetljivi na zeleno svjetlo) koji imaju poliestersku fleksibilnu i prozirnú podlogu, debljine 0,18 mm. Ukoliko se koriste dvoslojni filmovi koriste se nekrižajući filmovi.

Suvremeni su filmovi osjetljivi na zeleno svjetlo (filmovi "zelenog vala"), te se obvezatno moraju koristiti uz primjenu folija elemenata rijetkih zemalja koje emitiraju zeleni spektar svjetla. Nazivaju se i *ortokromatskim* (nekrižajućim filmovima, *anticrossover* film), što predstavlja daljnji napredak u razvoju filma "zelenog" spektra. Naime, prolaskom rentgenske zrake kroz foliju s elementima rijetkih zemalja, folija

emitira (svjetluca) zeleno svjetlo koje se apsorbira na površini kockastih kristala srebrenog bromida, te ne dolazi do prolaska svjetla na fotonanos druge strane podloge filma.

prednosti uporabe ovih filmova je veće osjetljivosti i kraće vrijeme ekspozicije čime se smanjuje doza zračenja bolesnika, povećana oštrina slike te povećana trajnost i učinkovitost rentgenskog uređaja.

DIGITALNE RADIOLOŠKE METODE

U digitalne dijagnostičke tehnike spadaju:

1. ultrazvuk (UZ)
2. kompjutorizirana tomografija (CT)
3. magnetna rezonancija (MR)
4. digitalna radiografija (DR)

ULTRAZVUK

Ultrazvučni valovi su valovi visokih frekvenција iznad čujnosti ljudskoga uha. Prva primjena ultrazvuka u medicini dogodila se godine 1942. kada su braća Dussik primjenila ovu metodu za raspoznavanje hematoma i ventrikularnog sustava mozga. Prvi ultrazvučni aparat pod nazivom B 29 konstruiran je 1949. godine, a 1957. godine Jan Donald i T. Brown konstruiraju prvi ultrazvučni aparat s izdvojenom sondom koji omogućava primjenu UZ na bolesniku. Svakih 5-6 godina u cjelosti se mijenja tehnologija izrade UZ aparata, kompjutorska snaga izrazito raste, izrađuju se sve bolje i sofisticiranije sonde i uvode brojne nove sonografske tehnike, a ultrazvučni prikaz raznih organa i tkiva je sve kvalitetniji.

U medicini se koristi ultrazvuk frekvenција između 2 i 25 MHz. U mekim tkivima širi se longitudinalno brzinom od 1.540 m/s, a intenzitet mu je nekoliko mW po cm².

Ultrazvučni val karakterizira:

1. valna duljina
2. frekvencija
3. brzina širenja
4. intenzitet vala

Frekvencija ultrazvučnog vala je proporcionalna s brzinom, a obrnuto proporcionalna sa valnom duljinom, prodornošću i intezitetom ultrazvučnog vala (UZ valovi viših frekvencija imaju dakle manji intezitet i obrnuto).

Impedancija je definirana odnosom trenutnoga zvučnog tlaka i brzine gibanja čestica koje taj tlak izaziva. Pri prolasku ultrazvučnih valova kroz tkiva različite impedancije dio se ultrazvučnog snopa lomi, dio raspršuje i apsorbira, a najveći se dio odbija ili reflektira, što iskorištavamo za stvaranje ultrazvučnih slika.

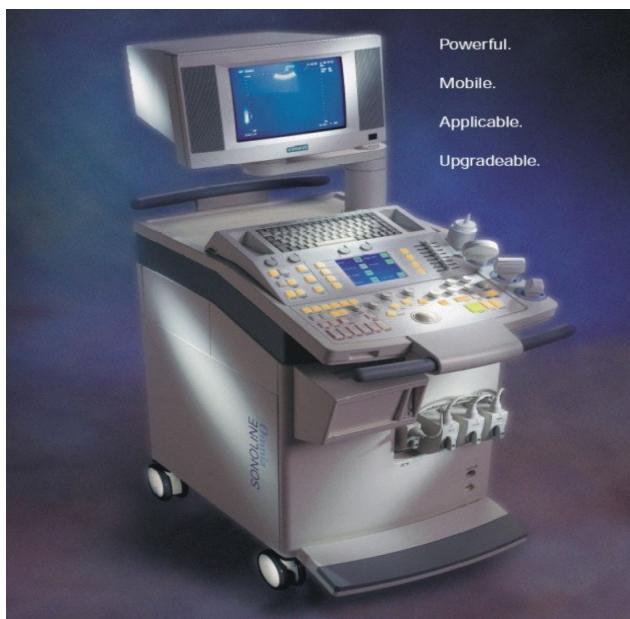
Princip rada ultrazvuka

Osnovni princip rada ultrazvuka temelji se na piezoelektričnom svojstvu kristala. U ultrazvučnoj dijagnostici se ultrazvuk i stvara i otkriva korištenjem piezoelektričnog efekta. Na taj se način električna energija pretvara u ultrazvuk, a ultrazvuk se ponovno pretvara u električne signale. Piezoelektrični materijali se nazivaju pretvaračima (engl. *transducers*), jer oni mogu pretvarati električnu energiju u mehaničku, i obrnuto. Najčešći materijal od kojeg se prave ultrazvučni pretvarači je **olovni cirkonijev titanat**.

Dovodom mikrovoltažne struje nastaje deformacija kristala, pri čemu se oslobađaju ultrazvučni valovi. Djelovanjem reflektiranih ultrazvučnih valova na piezoelektrični kristal zbog pritiska opet se oslobađa mikrovoltažna struja. Mikrovoltažna struja se putem digitalnog pretvarača pretvara u sliku na osnovi poznavanja brzina ultrazvuka, odnosno razlike vremena odaslanog i povratnog impulsa.

Osnovni dijelovi ultrazvučnog aparata su:

- sonda (pretvarač)
- odašiljač pulsnog generatora
- kompenzacijsko pojačalo
- upravljačka jedinica
- digitalni processor



Slika 97. Moderni UZ uređaj.

Ultrazvučna sonda (pretvarač) je najvažniji i najskuplji dio ultrazvučnog aparata. Sastoji od piezoelektričnih kristala, kućišta, te pripadajućih vodiča koji sondu povezuju s aparatom. Po konstrukciji sonde mogu biti elektronske ili mehaničke.

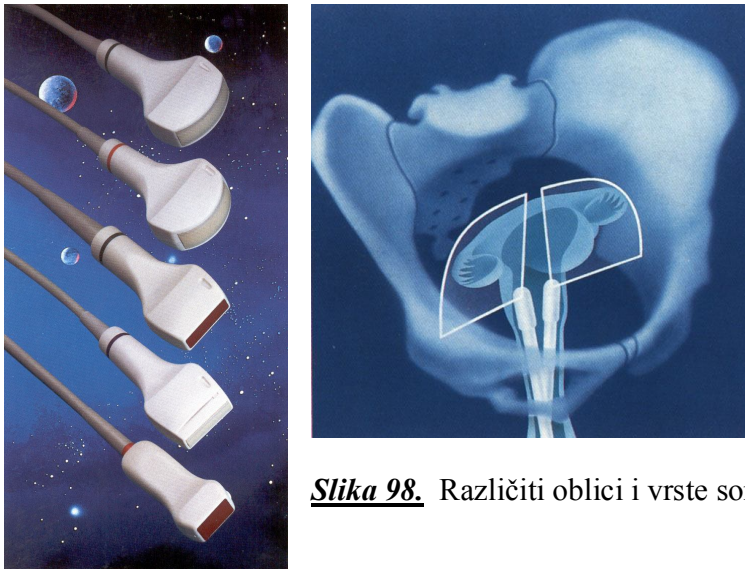
Elektronske sonde sastoje se od niza piezoelektričnih kristala koje po grupama odašilju i prihvataju ultrazvučne valove. Mogu biti:

- **linearne:** kristali su poredani u nizu u jednoj ravnini, daju pravokutnu sliku na ekranu i koriste se u pravilu za prikaz površinskih tkiva.
- **zakrivljene:** kristali su poredani po blago elipsoidnom obodu.
- **sektorske:** kristali poredani po obodu kružnice vrlo malog radijusa. Ove sonde daju trokutasti prikaz i koriste se u pravilu za pregled srca, a rjeđe za pregled trbušnih organa.

Mehaničke sonde sastoje se od nekoliko kristala koji rotiraju oko svoje osi u kućištu. Pokreću se sinkronim elektromotorom smještenim u dršci sonde. Princip rada mehaničkih sondi zasniva se na rotaciji kristala, te na odašiljanju impulsa s jednog kristala i prihvatanju odbijenog ultrazvuka na drugom kristalu. Mehaničke su sonde isključivo **sektorske**.

Upotreba različitih vrsti sondi

Linearne sonde se koriste u dijagnostici krvnih žila i ginekologiji. **Zakrivljene** se koriste u dijagnostici abdomena, a **sektorske sonde** se koriste za pregled srca, neonatalnog mozga, za endokavitarnu uporabu: pregled prostate, maternice te u dijagnostici abdomena.



Slika 98. Različiti oblici i vrste sondi

Starije sonde imaju samo jednu temeljnu frekvenciju (npr. 3,5 MHz, 5 MHz ili 7,5 MHz), dok nove sonde obično imaju više frekvencija (multifrekventne sonde) ili široki raspon frekvencija.

Odabir frekvencije ovisi i o konstituciji pacijenta. Sonda više frekvencije omogućuje bolju rezoluciju (mogućnost razlikovanja dviju točaka), ali je slabija prodornost ultrazvučnog snopa. Tako se sondom frekvencije od 10 MHz može pregledati površno smještene organe, kao što su štitnjača, testisi i dojka.

Dublje smješteni trbušni organi, kao što su jetra, slezena, gušterača i bubrezi trebaju se pregledavati sondama frekvencija 2,5-5 MHz. U debelih ljudi treba odabrati nižu frekvenciju, primjerice 2,5 MHz, dok se kod vrlo mršavih ljudi i djece trbušni organi mogu vrlo kvalitetno pregledati sondom frekvencije od 5 MHz.

Sonda je dio uređaja koji se postavlja na kožu pacijenta i pomiče po djelovima tijela koji se pregledavaju, kako bi se na ekranu prikazala odgovarajuća slika. Pošto se ultrazvuk neprolazi zrak na kožu je potrebno staviti gel u koji se uranja sonda. Gel omogućuje izbjegavanje interpozicija zraka između kože i UZ sonde.

Većina sondi se postavlja na kožu iznad organa koji želimo pregledati. Postoje brojne izvedbe sondi koje se koriste za pretrage odgovarajućih organa.

Osim na površinu tijela, sonde se mogu uvoditi i u normalne tjelesne šupljine (endokavitarnе sonde). **Transvaginalne sonde** se uvode u rođnicu i služe za prikaz maternice i jajnika. **Transrektalne sonde**, koje se uvode u završni dio debelog crijeva, služe za prikaz prostate i periprostatičnih tkiva. **Transezofagealne sonde** se uvode u jednjak i služe za pregled srca i prsne aorte. Danas postoje i vrlo skupe sonde koje se kroz katetere ili endoskope mogu uvoditi u krvne žile (**intravaskularni UZV**), uretere ili crijevo.

Funkcioniranje ultrazvučnog aparata

Program digitalnog računala aktivira pulsni generator. Elektronski impulsi se preko upravljačke jedinice prenose na piezoelektrične kristale sonde. Zbog električne deformacije kristala odašilju se ultrazvučni valovi prema tijelu. Reflektirani ultrazvučni valovi povratno izazivaju deformaciju piezoelektričnih kristala te stvaranje mikrovalnih struja. Kompenzacijsko pojačalo pojačava mikrovoltažne struje uz pohranu signala u memoriji računala. Na osnovu inteziteta digitalni procesor stvara slikovni prikaz.

Ultrazvučni prikazi

A-prikaz predstavlja zapravo krivulju sa šiljcima gdje šiljci odgovaraju dubinama reflektirajućih struktura uzduž snopa, a udaljenost između šiljaka na ekranu odgovara udaljenosti reflektirajućih struktura. Upotrebljava se u pregledu sinusa, u oftalmologiji i neurologiji.

M-prikaz je istodobni prikaz vremena dubine pojedinog reflektora. Primjenjuje se za prikaz kretanja srčanih zalistaka te stanja miokarda. Princip rada zasniva se na istodobnom prikazu vremena, što se na monitoru prepoznaje na apscisi, dok se na ordinati prepoznaju dubine pojedinog reflektora.

B-prikaz je tomografska slika reflektiranih struktura tijela koje se na monitoru prikazuju kao skup točkastih svjetlina čiji intezitet odgovaraja amplitudi reflektiranih ultrazvučnih valova. B-prikaz danas se primjenjuje u svim dijagnostičkim postupcima (trbušni organi, krvne žile i srce).

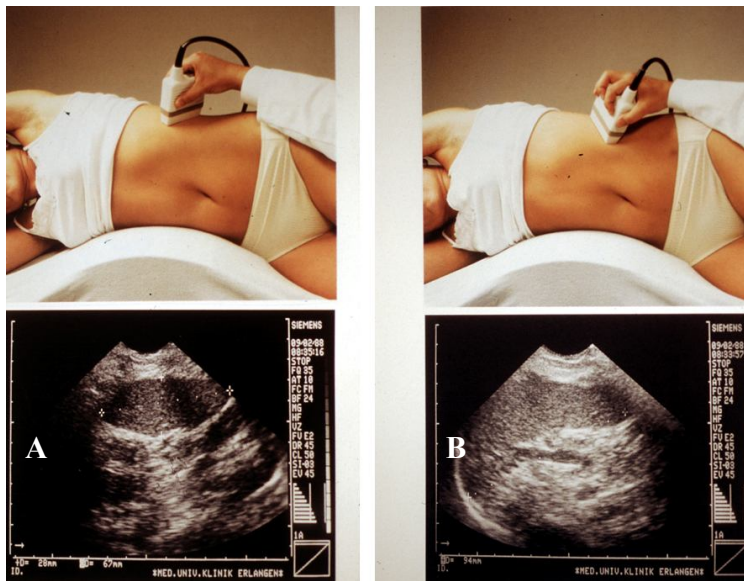
Vrsta ultrazvučnih uređaja

Prvi UZV aparati radili su na principu A-modu, dok su kasnije proizvedni sustavi s tzv. M-modom, a nakon toga statički B-scanneri. Svi moderni ultrazvučni aparati omogućuju prikaz slike u živom vremenu (tzv. **“real-time scanners”**)

Uređaji koji omogućuju prikaz slike u živom vremenu stvaraju sekvencijalne slike na ekranu dovoljno brzo da bi se mogle slijediti promjene u

prostornim odnosima koji se događaju u vremenu, unutar ravnine pregleda. Ove promjene mogu nastati uslijed fizioloških kretnji unutar pacijenta (npr. respiratorno pomicanje organa), ili nastaju zbog fizikalnih promjena u anatomskom položaju ravnine pregleda (skeniranja). Dakle, kompletna slika se pojavljuje na ekranu aparata i obnavlja dovoljno brzo da se kretnje organa vide u realnom, živom vremenu, onako kako se stvarno događaju.

Minimalna brzina obnavljanja slike (*frame rate*), a da bi se slika prikazala u živom vremenu, ovisi o pojedinoj kliničkoj primjeni. U proučavanju kardijalne pokretljivosti potrebna je brzina obnavljanja od najmanje 60 frema u sekundi, dok je za pregled abdominalnih organa dovoljno 4 frame u sekundi.



Slika 99. Položaj sonde pri A) transverzalnom i B) longitudinalnom skeniranju slezene

Doplerski uređaji

Doplerski uređaji mjere razliku između emitirane i reflektirane frekvencije ultrazvučnog snopa, koji se reflektira od eritrocita u krvnim žilama. Razlika tih frekvencija (doplerski pomak, izražen u hercima, Hz) razmjerna je brzini kretanja reflektora (tj. eritrocita) duž linije koja spaja primopredajnik UZV valova i pokretni reflector.

Frekvencija reflektiranog ultrazvuka veća je od frekvencije emitiranoga u slučaju kad se eritrociti kreću prema ultrazvučnoj sondi, a manja kad se eritrociti od sonde udaljuju (venska krv na ekranu prikazuje se plavom bojom a arterijska crvenom bojom).

Pojedini eritrociti odbijaju (reemitiraju) ultrazvuk u različitim smjerovima, no energija valova raspršenih unatrag prema sondi (izvoru ultrazvuka) dovoljna je za procjenu brzine protoka krvi

Metoda kojom se doplerski nalazi kvantificiraju je spektralna frekvencijska analiza (*“spectral flow velocity waveform analysis”*), koja je analogna rasapu bijelog svjetla u prizmi u komponente boje nazvane spektrom boja. Ovom se

metodom ultrazvučni signal razlaže u frekvencijske komponente, koje se grafički prikazuju na ekranu ultrazvučnog aparata na vremenskoj skali, čime se dobija kumulativna frekvencijska distribucija pulsog ciklusa. Iz tih se zapisa usporedbom s normalnim nalazima zaključuje o stupnju poremećaja protoka u analiziranoj krvnoj žili.

Postoje dva osnovna tehnička načina za uporabu Dopplerova učinka u medicini:

1. Ultrazvučne valove moguće je odašiljati i primati kontinuirano, istom sondom, koja ima jedan piezoelektrični pretvarač koji stalno odašilje i drugi, koji stalno prima ultrazvučne valove. Radi se o kontinuiranom dopleru (*continuous wave*)
2. Druga je mogućnost da se ultrazvuk odašilje u obliku impulsa kojima se doplerski pomak mjeri nakon vremena potrebnog da impuls stigne do unaprijed određene dubine u tijelu i natrag. Radi se o pulsirajućem dopleru (*pulsed wave*).

Prednost je kontinuiranog doplera u tome što se bez problema mjere vrlo male i vrlo velike brzine. Ako je samo jedna žila uzduž linije gledanja (ili ako je jedan protok jako dominantan) ovaj sustav je vrlo dobar.

Ukoliko treba mjeriti protok u pojedinoj žili, na određenoj dubini, kontinuirani dopler ne može lokalizirati dobiveni zapis i treba koristiti pulsirajući (impulsni) dopler.

Prednost je pulsirajućeg doplera u tome što omogućuje analizu protoka u sasvim određenoj krvnoj žili, bez obzira na činjenicu da se u UZ snopu nalaze i druge žile. Prava klinička primjena pulsirajućeg doplera započela je uvođenjem tzv. dupleks-sustava, u kojem se pulsirajući dopler kombinira sa konvencionalnim, dvodimenzionalnim prikazom. To je omogućilo analizu prije nedostupnih dublje položenih arterija, primjerice trbuha i zdjelice, uključujući istodobni morfološki prikaz žile i doplersku analizu protoka u njoj.

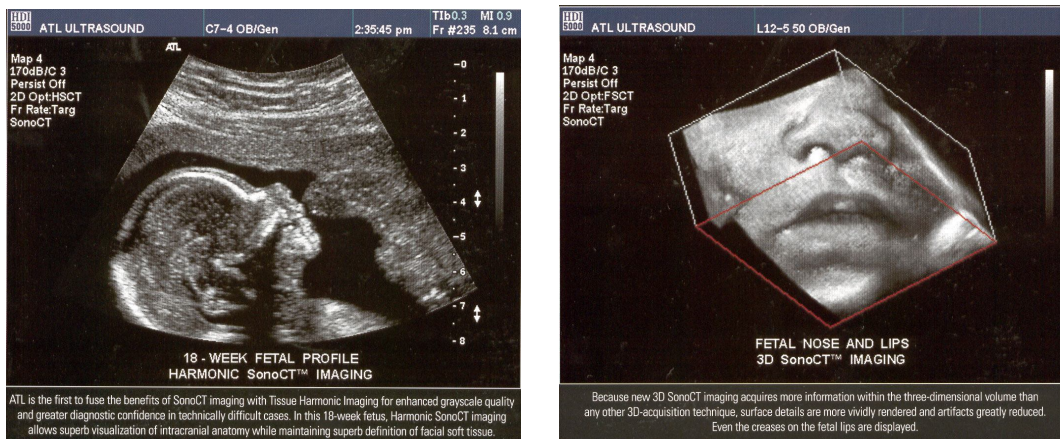
Protok se može prikazati i u tonovima crvene i plave boje. Smjerovi i brzine kodiraju se bojom, i to tako da se npr. raznim tonovima crvene boje prikazuju protoci u smjeru sonde, raznim tonovima plave boje protoci od sonde, dok se protok pod kutom od 90° na sondu ne prikazuje (izgleda crno - kao da ga i nema)

Veće brzine kodiraju se u svjetlijim tonovima pojedinih boja, a manje brzine u tamnijim tonovima. Kodovi u boji se mogu proizvoljno birati. Prikaz protoka u boji naziva se obojenim doplerom.

Obojeni dopler je danas široko prihvaćena ultrazvučna tehnika, koja ulazi u standard modernih ultrazvučnih aparata.

3D ultrazvuk

Nedavno je razvijena nova ultrazvučna metoda pregleda - **trodimenzionalni ultrazvuk (3D ultrazvuk)**. UZV aparat automatski zbraja seriju 2D presjeka i pohranjuje ih u memoriju računala. S obzirom na to da se slike na trodimenzionalnim aparatima promatraju na dvodimenzionalnom monitoru radi se zapravo o kvazi 3D slikama na kojima se raznim načinima dočarava treća dimenzija. Danas se 3D UZV primjenjuje za prikaz morfologije fetusa u opstretičkom ultrazvuku, ali i u drugim područjima. Nedvojbeno je da se 3D UZV rekonstrukcije još uvijek ne mogu mjeriti s 3D rekonstrukcijama na spiralnom CT-u ili MRI uređajima.



Slika 100. Trodimenzionalni ultrazvuk (3D) glave fetusa

Smjernice razvoja ultrazvuka:

1. poboljšanje rezolucije slike (povećavanja broja kristala, bolja računalna obrada slike)
2. trodimenzionalni ultrazvučni prikaz
3. proizvodnja malih, prijenosnih uređaja

KOMPJUTORIZIRANA TOMOGRAFIJA (CT)

Otkriće kompjutorizirane tomografije predstavlja najveći napredak u radiologiji nakon otkrića rendgenskih zraka. Zato su zaslužni inženjer Godfrey Hounsfield i matematičar Allen Cormack, koji su za ovo otkriće 1979. godine dobili Nobelovu nagradu

Zbog dužine trajanja pretrage (za dobar prikaz bilo je potrebno apsolutno mirovanje snimanog "objekta") prvi uređaji koristili su se samo za pregled glave i mozga. Već druga generacija CT uređaja (od 1975. godine) omogućuje CT pregled glave i tijela.

Princip rada temelji se na slabljenju (atenuaciji) rendgenskih zraka prolaskom kroz snimani dio tijela, do čega dolazi zbog apsorpcije i rasapa energije rendgenskih zraka. To slabljenje rendgenskih zraka se izražava tzv. koeficijentom apsorpcije, a on ovisi o atomskom broju i elektronskoj gustoći tkiva, te energiji rendgenskih zraka. Što je veći atomski broj i gustoća elektrona snimanog tkiva, to je veći koeficijent apsorpcije.

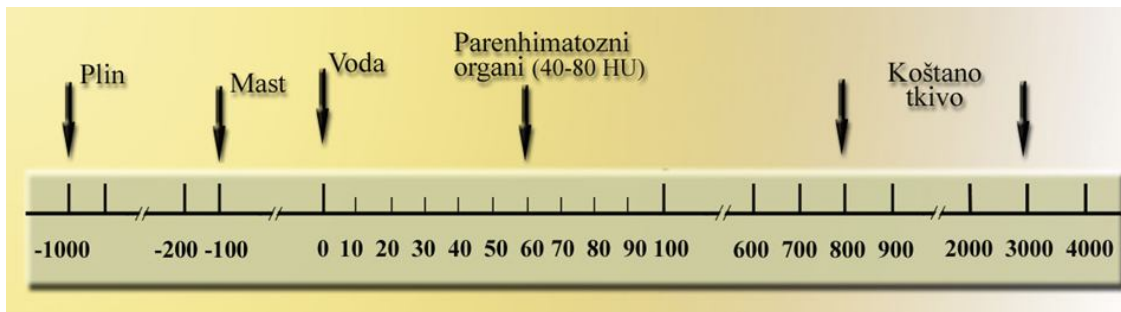
Nakon prolaska kroz tkiva različitih organa, oslabljeno zračenje pada na detektore koji ga pretvaraju u električne signale proporcionalne atenuaciji snimanog objekta. Iz niza takvih projekcija nastalih za vrijeme rotacije rendgenske cijevi i

detektora, složenim matematičkim algoritmima uz pomoć računala rekonstruira se slika objekta i prikazuje na ekranu u obliku matrice slike sastavljene od pixela.

Za razliku od konvencionalnog rendgenskog filma koji ima slabu kontrastnu rezoluciju (mali raspon stupnjeva zacrnenja na "*sivoj skali*"), kontrastna rezolucija CT-a je visoka, jer se kod snimanja tankih slojeva tijela (obično u rasponu od 1- 10 mm debljine) izbjegava superpozicija normalnih i patoloških tkiva izvan odabranog sloja. Osjetljivost CT-a u detekciji intenziteta rendgenskih zraka nakon prolaska kroz tijelo pacijenta je za oko 100 puta veća u odnosu na konvencionalni rendgenski film. To je ujedno i glavna karakteristika kompjutorizirane tomografije, jer omogućava dosta precizno mjerenje atenuacije rendgenskih zraka prolaskom kroz određeni dio tijela. Ta se atenuacija izražava brojem atenuacije ili CT brojem, koji je u čast izumitelja kompjutorizirane tomografije nazvan *Hounsfieldovom jedinicom (HU, Hounsfield unit)*.

Raspon mjerljivih stupnjeva atenuacije je od -1 000 do + 3 000 jedinica. Atenuacijski broj za vodu je 0, plin -1 000, mast -100, parenhimatozne organe 40-80, a za koštano tkivo 800-3 000 Hounsfieldovih jedinica. Najnoviji CT uređaji imaju proširenu skalu CT atenuacije u rasponu od -10 000 do +30 000 HU (koristi se za bolji prikaz metalnih implantata, umjetni kukovi i sl.) (*Slika 101.*)

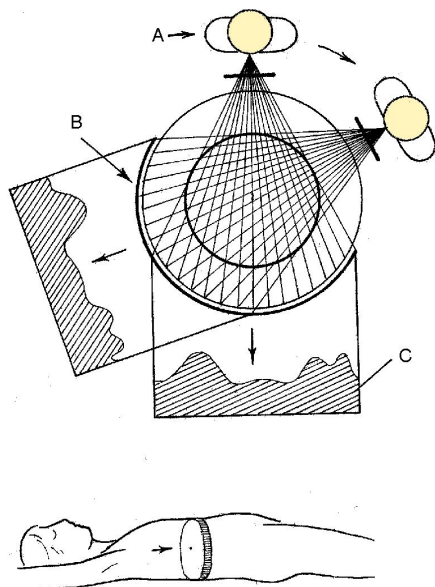
Parcijalni volumni efekt je efekt mjerenje koji nastaje kada se uz željeno mjereno područje može zahvatiti okolno tkivo te se mogu dobiti lažne vrijednosti gustoće.



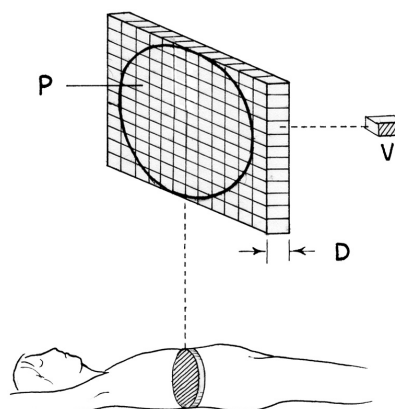
Slika 101. Hounsfieldova skala apsorpcijskih vrijednosti

Praksa je pokazala da su za kompjutorsku obradu najpogodniji poprečni (transverzalni, aksijalni) presjeci tijela, pa svi CT uređaji rade na principu prikazivanja tijela s transverzalnim presjecima ili slojevima.

CT je kompjutorska rekonstrukcija tomografirane ravnine tijela nastaje mjerenjem apsorpcije rentgenskih zraka oko bolesnikova tijela. (*Slika 102.*) Računalo sintetizira sliku nakon prethodne analize podataka dobivenih od detektora. Osnovna jedinica sinteze jest **volumni element** (voksel), 512 x 512 ili 1024 x 1024 tzv. **matriks-slike** s različitim apsorpcijskim značajkama (*Slika 103.*). U volumnom elementu računalo analizira apsorpciju rentgenskih zraka, odnosno slabljenje njihova intenziteta, te obradom podataka stvara element slike (*picture element, piksel*)



Slika 102. Prikaz rotacije rentgenske cijevi oko jedne ravnine bolesnikova tijela (A = rentgenska cijev, B = detektor, C = krivulja intenziteta rentgenskih zraka nakon prolaza kroz bolesnikovo tijelo)



Slika 103. Kompjutorska rekonstrukcija ravnine u bolesnikovu tijelu (D = debljina sloja, P = piksel, V = voxel)

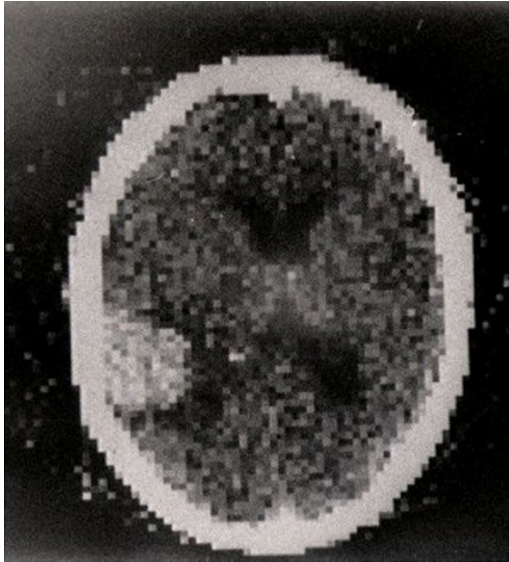
Generacije CT-uređaja

Razvoj kompjutorizirane tomografije odvijao se u više faza, te su poznate četiri generacije CT uređaja. Generaciju CT uređaja određuje u prvom redu struktura detektora i međusobni odnos i način kretanja rentgenske cijevi i detektora.

Uređaji I. generacije (1972. god.) imali su kombinaciju translacijskog (transverzalni- poprečni) i rotacijskog pomaka rtg. cijevi oko snimanog objekta, te vrlo uski pravocrtni snop rentgenski zraka (*pencil beam*) usmjeren na samo jedan detektor. Nakon napravljene jedne projekcije, rtg. cijev i detektor se pomiču oko snimanog objekta za jedan stupanj, te se tako nastavlja pomicanje cijevi sve do 180° . Za dobivanje odgovarajuće slike bilo je potrebno mnogo translacija i rotacija, pa je vrijeme skeniranja bilo veoma dugo (dužina ekspozicije jednog sloj trajala je 3 do 5 minuta)

Zbog navedenih razloga CT uređajima I. generacije bilo je moguće snimati samo mozak (potpuno mirni dio tijela)(*Slika 104.*), dok se zbog fizioloških

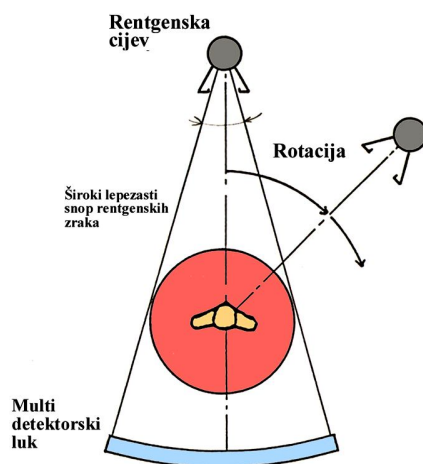
pokreta drugi organi nisu mogli snimati. Nastajali su *artefakati "micanja"*. Slike su bile slabije rezolucije. Osim toga, bolesnici su bili izloženi znatno većim dozama zračenja.



Slika 104. Snimka CT sloja mozga prve generacije CT uređaja

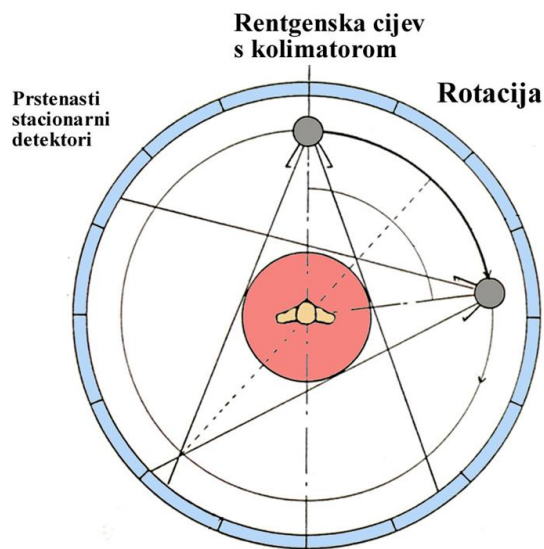
Uređaji II. generacije (1975. god.) imaju kombinaciju translacijskog i rotacijskog pomaka rendgenske cijevi za vrijeme skeniranja, ali i širi snop rtg. zraka (mali lepezasti snop rtg zraka) i do 16 detektora. Na taj način postignuta je bolja iskoristivost rtg. zraka nastalih u rendgenskoj cijevi, skraćeno vrijeme ekspozicije (10 do 60 sekundi po sloju), te smanjeno zračenje pacijenta. Ovim uređajima bilo je moguće snimati glavu i tijelo pacijenata.

Uređaji III. generacije CT (1977. god.) imaju rotaciju rendgenske cijevi i detektorskog luka oko snimanog dijela tijela sa širokim lepezastim snopom zračenja. Jedna ekspozicija obično sadrži 360⁰ rotacije (dužina ekspozicije po jednom sloju je 1,4 do 14 sekunda) (**Slika 105.**). U ovoj generaciji CT uređaja karakterističan je fiksni mehanički odnos između rendgenske cijevi i detektora. Obično imaju od 380 do 600 detektora. Ovim uređajima moguće je skeniranje svih organa, tj. i onih organa koji imaju različite fiziološke pokrete (pluća, ošit, jednjak, crijeva, itd.).



Slika 105. Princip rada treće generacije CT uređaja

CT uređaji IV. generacije (1977. god.) imaju kontinuirano gibanje rendgenske cijevi oko stacionarnih detektora poredanih po čitavom krugu gentryja (*detekterskoj "banani"*), a snop rtg. zračenja je isti kao u III. generaciji uređaja. Ovi uređaji imaju kolimator pričvršćen na detektorsku "bananu", na otvore detektorskih kanala (*Slika 106.*). Broj detektora se kreće od 1 200 do 2 000 i više, što značajno povećava kvalitetu dobivene slike. Zračenje rtg. cijevi je kontinuirano, a očitavanje podataka s dijela detektorske banane odvija se u sekvencijama. Vrijeme ekspozicije jednog sloja je od 1 do 3 sekunde. Zbog velike brzine skeniranja ova generacija CT uređaja je pogodna i za snimanje organa s različitim fiziološkim pokretima organa, slično kao i uređaji III. generacije.



Slika 106. Princip rada četvrte generacije CT uređaja

Još su u primjeni CT-uređaji treće i četvrte generacije. U treće generacije rentgenska cijev i niz od nekoliko stotina detektora zajedno rotiraju oko bolesnika. CT-uređaji četvrte generacije imaju stacionarne detektore koji su poredani u kružnici, a oko bolesnika rotira samo rentgenska cijev.

Sve više su u primjeni *spiralni CT-uređaji* (*Slika 107.*) sa spiralnom putanjom rentgenske cijevi i detektora. Spiralnim gibanjem cijevi i istodobnim polaganim micanjem stola s bolesnikom dobivaju se kontinuirani podaci o apsorpciji rentgenskih zraka, bez prekida između pojedinih slojeva.

Ultrabrzni CT-uređaji su uređaji sa vremenom snimanja po sloju od samo 0,056 sekundi.



Slika 107. Snimka CT sloja mozga kroz područje lateralnih komora pomoću spiralnog CT uređaja

Uređaj za kompjutoriziranu tomografiju (*Slika 108.*) se sastoji:

- pokretni stol na kojemu leži bolesnik
- kućište u kojemu su rentgenska cijev i detektori (kristalni ili plinski)
- generator
- komandni stol
- radni stol s monitorom za obavljanje pregleda
- računalo
- uređaj za reprodukciju slike-najčešće na rentgenskom filmu



Slika 108. Spiralni CT uređaj

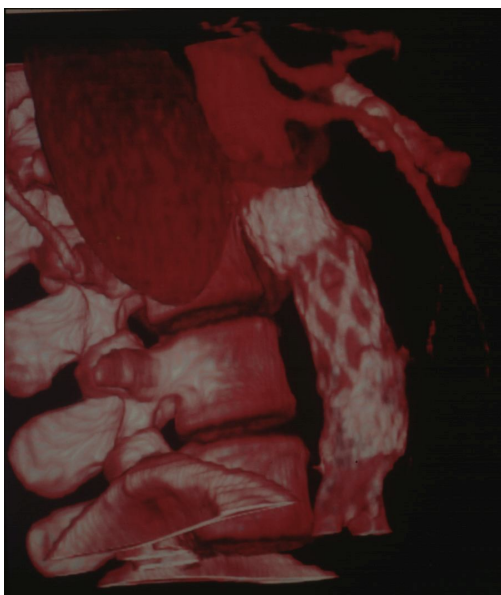
Za vrijeme pregleda, ovisno o uređaju, rtg-cijev ili detektori rotiraju oko bolesnika pod kutom od 180° do 360°. Smjer rtg snopa je okomit ili rjeđe pod određenim kutom u odnosu prema uzdužnoj osovini tijela. Ovisno o vrsti CT-uređaja vrijeme snimanja po sloju iznosi od 0,56 do 4 sekunde. Za vrijeme snimanja bolesnik mora prestati disati, najbolje u srednje dubokom udisaju.

Kontrastna sredstva

Za procjenu prkrvljenosti patološkog procesa intravenski se daju uotropna jodna kontrastna sredstva od 20 do 100 ml ili u infuziji 250 ml kontrasta. Pri CT angiografiji daje se intravenozno u bolusu automatskom štrcaljkom 120 ml uotropnog kontrastnog sredstva.

Probavni kanal može se markirati peroralnim davanjem jednog kontrasta (Gastrografin) ili u obliku klizme (1-2% barijev kontrast).

Na CT-uređaje priključuju se visoko kvalitetne radne stanice - postprocesori s različitim programskim paketima, te tako su omogućene 2 D i 3 D rekonstrukcije (*Slika 109.*), “virtualne endoskopije” (bronhoskopije, kolonoskopije, itd.).



Slika 109. A) CT angio – rekonstrukcija nakon postavljanja stent-grafta; B) CT angiografija – rekonstrukcija arterija ingvinalne regije.

MAGNETSKA REZONANCIJA (MR)

To je dijagnostički uređaj koji prikazuje slojeve ljudskog tijela u transverzalnom presjeku, kao i slojeve u frontalnoj i sagitalnoj projekciji. Temelji se na principu interakcije radiovalova i određenih atomskih jezgara u tijelu smještenom u jakom magnetnom polju. Brojčana vrijednost svakog elementa slike (piksel) odražava jačinu signala magnetne rezonancije odgovarajućeg volumena tkiva.

Jačina signala magnetne rezonancije određena je gustoćom rezonirajućih jezgara i s dva kemijska parametra, vremenima relaksacije T1 i T2. Najčešći načini snimanja u magnetnoj rezonanciji jesu inverzijska i spin echo-tehnika.

Temeljni principi magnetne rezonancije

Bolesnik se smjesti u kućište magneta. Tijelo se magnetizira (jezgre vodikovih protona). Magnetizirano tijelo izloži se djelovanju radio-valova čija frekvencija odgovara jačini magnetnog polja. Prekine se emitiranje radio-valova i tijelo bolesnika emitira višak energije koje je primilo djelovanjem radio-valova u obliku signala. Iz signala se računski rekonstruira slika.

Temeljni principi magnetne rezonancije koja se koristi za stvaranje slike zahtijeva jako uniformno i stabilno magnetno polje koje uspješno magnetizira uzorak koji želimo snimiti. Osim toga, za prijenos i prihvaćanje signala, neophodni su magnetni gradijenti uzduž X, Y i Z osi zavojnice, kao i računalo za procesiranje dobivenih podataka. Svi ovi sustavi povezani zajedno čine uređaj za slikovni prikaz magnetnom rezonancijom.

Magnet je dominantni dio uređaja za magnetnu rezonanciju. On mora osigurati odgovarajuću jačinu magnetnog polja, uniformnost magnetnog polja u dijelu gdje se nalazi snimani uzorak, kao i odgovarajuću stabilnost.

Vrste magneta

Permanentni magnet

Najjednostavniji način za stvaranje magnetnog polja jest upotreba permanentnog magneta. Njihove su sposobnosti ograničene u pogledu veličine otvora (kućišta) i jačine magnetnog polja. Da bi se postigla odgovarajuća jačina magnetnog polja i odgovarajuća veličina otvora uređaja, potrebna je velika težina magneta koja dosiže od 5 do 11 tona. Neki magneti dosežu jačinu od 0.02 do 0.2 Tesla i smatraju se magnetima male snage. S obzirom da ne trebaju helij za hlađenje niti električnu struju koju upotrebljavaju druge vrste magneta, njihova cijena je povoljna. Relativno mala veličina u usporedbi s ostalim magnetima, kao i manja veličina popratnih uređaja, omogućuje im smještaj u maleni prostor.

U ovih magneta postoji i mogućnost otvorenog pristupa između pola magneta što je udobnije za bolesnike a uz to u bolesnika sa klaustrofobijom nestaje strah od zatvorenog prostora.

Magnet sa željeznom jezgrom

Struja u električnom vodiču okružena je magnetnim poljem koje se može upotrijebiti za indukciju magnetizma u željeznoj jezgri. S obzirom da željezo koncentrira

i oblikuje linije magnetnog polja, ovaj je sustav vrlo učinkovit za postizanje visoke snage magnetnog polja do 2 Tesla za objekte veličine 6 do 7 cm u promjeru. Za magnete velikog promjera, koji služe za snimanje ljudi, ova vrsta magneta suočava se s tehničkim problemima temperature i stabiliteta. Uređaji s ovom vrstom magneta učinkoviti su do srednje jačine polja od 0,38 Tesla.

Rezistivni magnet (magnet sa zračnom jezgrom)

Električni vodiči kroz koje prolazi struja mogu se oblikovati tako da izravno (direktno) proizvode magnetno polje željene uniformnosti, bez oslanjanja na željeznu jezgru za stvaranje i oblikovanje homogenog magnetnog polja. Rezistivni vodiči rasipaju energiju u količini koja ovisi o kvadratu struje koju provode. Iz tog razloga udvostručenje struje i magnetnog polja koje ona producira traži četverostruku energiju za pokretanje magneta odgovarajuće snage magnetnog polja. Idealna konfiguracija za stvaranje uniformnog magnetnog polja jest kugla sa žicom koja je omotana na njenoj površini. Unutar kugle magnetno polje postiže savršenu uniformnost uzduž osovine koja je okomita na ravninu u kojoj cirkulira struja.

Supravodljivi magneti

Veliki broj metala i slitina ohlađenih do blizu apsolutne ničtice gube otpor prolazu električne struje. Supravodljivi magneti jedini mogu omogućiti snage magnetnog polja iznad 1 Tesla, koji zadovoljavaju uniformnost polja pri tako velikoj snazi za veličinu otvora kućišta za snimanje ljudskog tijela. Tekući helij hladi zavojnice na temperaturu blizu apsolutne ničtice

Zavojnice za korekciju polja služe osiguranju oblika magnetnog polja željene konfiguracije i za korigiranje nehomogenosti u glavnom magnetnom polju. Zavojnice za korekciju polja također mogu biti rezistivne ili supravodljive.

Ovi magneti obično imaju četiri velike zavojnice, dvije manje i dvije veće, koje obavijaju imaginarni oblik kugle.

Rezistivni magneti stvaraju jačinu polja do 0,2 Tesla uz upotrebu velike količine električne energije od 80 KV/h, te uz stvaranje velike količine topline, što traži dodatno hlađenje vodom. Stoga su troškovi upotrebe i održavanja ove vrste magneta visoki.

Prednost ovih magneta je njihova jednostavna izrada i niža cijena samog uređaja, uz već spomenutu visoku cijenu rada magneta.

Gradijentni magnet

Proces dobivanja slike magnetnom rezonancijom zahtijeva upotrebu gradijentnih polja uzduž svake od tri glavne osovine. Gradijentne zavojnice građene su od rezistivnog materijala. One stvaraju linearni gradijent. Gradijentne zavojnice određuju smjer snimanja kod magnetne rezonancije i bitne su za određivanje pojedinog sloja u snimanom volumenu. Najbolji učinak imaju gradijentne zavojnice jačine od 10 i više mT/m. Gradijentne zavojnice jedan su od najbitnijih elemenata uređaja za magnetnu rezonanciju i odgovorne su za kvalitetu slike.

Tablica 2.
Karakteristike magnetskih uređaja

| | Permanentni magnet | Rezistivni magnet | Superprovodni magnet |
|-------------------------|---------------------------|--------------------------|-----------------------------|
| Jačina polja | slaba | slaba | visoka |
| Homogenost polja | loša | srednja | visoka |
| Troškovi rada | minimalni | visoka | umjereni |

Građa uređaja za magnetnu rezonanciju

1. glavni magnet s kućištem uređaja u kojem leži bolesnik
2. gradijentni magnet (uređaj za odabir ravnine snimanja i lokalizaciju sloja)
3. radiofrekventna zavojnica (odašiljač radiovalova i antena)
4. računalo za izračunavanje i pohranu podataka
5. televizijski ekran
6. kamera za slikovni zapis pregleda

Rezonirajuće jezgre

Atomne jezgre koje imaju neparan broj protona ili neutrona (vodika, ugljika, natrija, fosfora i fluora) rotiraju oko svoje osi. Pozitivno nabijena jezgra rotacijom stvara magnetsko polje. Posjeduje osobinu da se svrstava u smjeru jakog magnetnog polja. Protoni usmjereni prema sjevernom polu su stabilniji jer se nalaze na nižoj energijskoj razini.

Magnetizacija

Magnetizacija je uzrokovana većim postotkom protona usmjerenih prema sjevernom polu magneta. Kad se protoni izlože vanjskom magnetnom polju, magnetizacija se u početku brzo pojavljuje, a usporava se približavanjem maksimalnoj.

T1 je eksponencijalna vremenska konstanta koja pokazuje povećanje magnetizacije s vremenom (specifično vrijeme za svako tkivo i patološku promjenu!)

Ovisi o jačini magnetnog polja, temperaturi i viskoznosti.

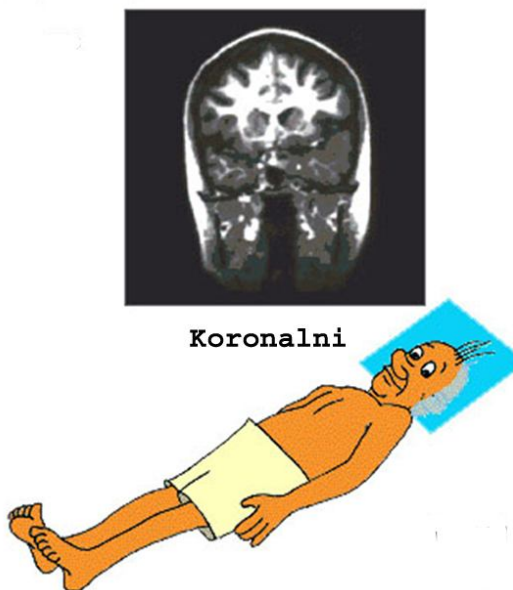
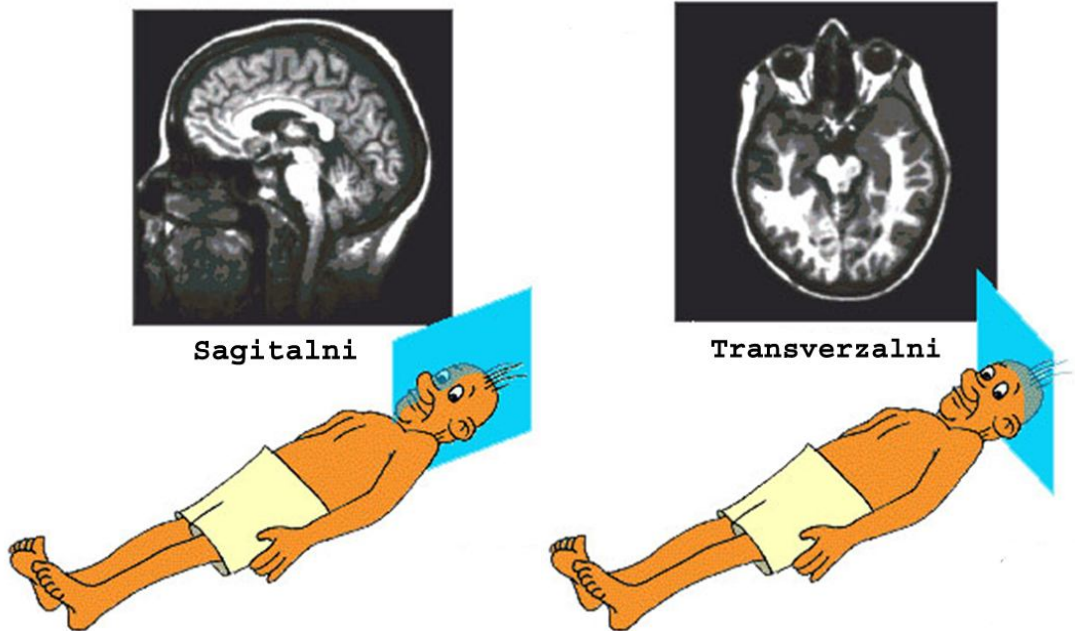
Rezonanca

Magnetizirani objekt izloži se kratkom djelovanju radiovalova. Frekvencija radiovalova odgovara frekvenciji titrajućih jezgara dok je frekvencija titrajućih jezgara određena je snagom magnetnog polja u određenoj točki. Jezgre počinju rezonirati u fazi i emitirati koherentni signal. Radiofrekventni je signal detektibilan.

Odabir ravnine snimke

Varirajući snagu magnetnog polja u različitim dijelovima objekta postizemo da odgovarajuće jezgre rezoniraju u različitim frekvencijama. Biranjem odgovarajuće frekvencije na radioprijamniku lokaliziramo određeno mjesto unutar objekta (***Slika 110.***).

Variranje snage magnetnog polja postiže se superponiranjem poznatih magnetnih polja, takozvanih gradijentnih magnetnih polja na mnogo jače uniformno glavno magnetno polje.



Slika 110. X gradijent koristi se za sagitalni presjek, Z gradijent za transverzalni presjek i Y gradijent za koronalni presjek. Kosi presjeci dobivaju se kombinacijom dva ili tri gradijenta.

Vrijeme relaksacije T1

T1 je eksponencijalna vremenska konstanta koja pokazuje povećanje magnetizacije s vremenom. Ovisi o jačini magnetnog polja, temperaturi i viskoznosti. Specifična je za svako tkivo i svaku patološku promjenu.

Protoni izloženi vanjskom magnetskom polju se magnetiziraju. Izloženi radiovalovima odgovarajuće frekvencije apsorbiraju radiofrekventnu energiju. Podigne im se energijska razina i promijene usmjerenje prema južnom polu magneta. Nakon prestanka radiofrekventnog podražaja protoni se vraćaju u smjer glavnoga magnetnog polja i pritom otpuštaju energiju u okolicu. Ponovna magnetizacija protona registrira se kao signal (*Slika 111.*).

Vrijeme realaksacije T2

Jezgra izložena radiofrekventnom podražaju emitira radiofrekventni signal. Trajanje signala ovisi o vremenu koje jezgre provedu u koherentnoj fazi. To vrijeme različito je za svako tkivo i naziva se vremenom relaksacije T2 (*Slika 111.*).



Slika 111. Sagitalni presjeci L-S kralježnice u T1 i T2 mjernom vremenu

Fenomen krvnog protoka (MR angiografija)

Zahvaljujući protoku krvi krvne se žile magnetnom rezonancijom prikazuju kao područja bez signala i vidljive su bez upotrebe kontrastnoga sredstva. Jačina signala cirkulirajuće krvi jest funkcija njezina vremena relaksacije i brzine protoka. Ovisi također o parametrima snimanja i položaju presjeka.

Prvi sloj u koji krvna struja ulazi pokazuje jaki signal unutar lumena krvne žile jer protoni vodika koji ulaze u prvi snimani sloj nisu do tada bili izloženi radiofrekventnom podražaju. Sljedeći slojevi u sekvenciji gube taj signal zbog prethodnog radiofrekventnog podražaja. Transverzalni slojevi pokazuju intraluminalni signal u arterijama u najkranijalnijem sloju, dok je intraluminalni signal u venama prisutan u najkaudalnijem sloju (*Slika 112.*).



Slika 112. MR angiografija luka aorte i arterija vrata sa prikazom Willisijevog prstena.

Spektroskopija magnetnom rezonancijom

Spektroskopija magnetnom rezonancijom je tehnika koja upotrebljava magnetna polja i radiofrekventnu energiju u otkrivanju i analizi kemijskih elemenata u tkivima.. Omogućuje otkrivanju bolesti metabolizma, tumora, upalnih promjena i ishemičnih bolesti. Spektroskopija otkriva promjene ranije od bilo kojeg dijagnostičkog postupka, osim biopsije (PHD).

Prednosti MR

1. anatomski i multiplanarni prikaz središnjega živčanog sustava, trbušnih organa, zdjeličnih organa, sredoprsja, srca, krvnih žila i poglavito koštano-mišićnog sustava s dosada nedostignutom kontrastnom rezolucijom
2. otkrivanje patoloških promjena koje se dosadašnjim pretragama nisu mogle otkriti
3. nema zračenja kao kod drugih radioloških pretraga